

Wissenschaftliche Arbeit zur Erlangung des akademischen Grades

Bachelor of Science

# **A-Konstanten-Optimierung zur intraokularen Linsenberechnung einer Alcon AcrySof SA60AT**

**Bachelorthesis**

im Studiengang Augenoptik/ Augenoptik & Hörakustik  
der Hochschule für Wissenschaft und Technik Aalen

vorgelegt von: Stephanie Uhlig  
Hauptstraße 19  
CH-8632 Tann  
Matrikel-Nr.: 29086

Erstbetreuer: Prof. Dr. Peter Baumbach

Zweitbetreuer: Claus Heimes

Abgabetermin: 15.7.2012

## **Eidesstattliche Erklärung**

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Aalen, Juli 2012

# Inhalt

Abbildungsverzeichnis.....	vi
Abkürzungsverzeichnis.....	vii
Tabellenverzeichnis.....	ix
1 Zusammenfassung.....	2
2 Einleitung .....	3
3 Allgemeine Grundlagen .....	5
3.1 Akkommodation und Alterssichtigkeit (Presbyopie).....	5
3.2 Katarakt (Grauer Star).....	7
3.2.1 Was ist die Katarakt?.....	7
3.2.2 Allgemeines zur Geschichte der Kataraktchirurgie.....	8
3.2.3 Kataraktchirurgie heute.....	9
3.2.4 Kataraktoperationstechniken .....	10
3.3 Intraokularlinsen und optische Prinzipien .....	12
3.3.1 Linsentypen .....	12
3.3.2 Linsenmaterialien .....	16
3.4 Ultraschall-Biometrie .....	19
3.5 Laserinterferenz-Biometrie .....	21
3.5.1 IOL-Master .....	23
3.5.2 Vergleich der unterschiedlichen Berechnungsformeln .....	28
3.6 Vergleich von Ultraschall- und Laserinterferenz-Biometrie .....	34
3.7 A-Konstanten-Optimierung.....	35
3.4.1 Was ist eine A-Konstante .....	35

3.4.2 Notwendigkeit der Optimierung.....	35
3.4.3 Ablauf der Optimierung.....	37
4 Material und Methode.....	40
4.1 Patienten.....	40
4.1.1 Patientengut und Kriterien .....	40
4.1.2 Patientenablauf .....	41
4.2 Messung und Durchführung .....	42
4.3 Auswertung und Statistische Methoden .....	43
5 Ergebnisse .....	45
5.1 Optimierte A-Konstanten für AcrySof SA60AT .....	45
5.2 Differenz zur Postrefraktion ohne und mit Optimierung insgesamt .....	46
5.3 Erfolg der Optimierung für jeden Einzelnen.....	47
5.4 Erfolg der Optimierung bei unterschiedlichen Augenlängen .....	49
5.5 Auswirkungen auf die Stärke der IOL.....	50
5.6 Anzahl myoper und hyperoper Zielrefraktionen.....	50
6 Diskussion.....	52
6.1 Messung der Hornhautradien und der Achslänge .....	52
6.2 Messung der Vorderkammertiefe .....	54
6.3 Angabe der postoperativen Refraktion .....	55
6.4 Einfluss von Befunden und Diagnosen.....	55
6.5 Klinische Relevanz.....	55
6.6 Herausforderungen .....	56
Literaturverzeichnis .....	ix



Anhang und Anlagen .....	xi
Übersicht der Daten .....	xi
Datenblatt AcrySof SA60AT .....	xv
Film der OP .....	xvi
Ausdrucke IOL Master .....	xvii

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Akkommodationsbreite in Abhängigkeit vom Alter [10].....	5
Abbildung 2: Mittelalterliche Darstellung des Starstichs von Georg Bartisch aus dem 16. Jh. 8	
Abbildung 3: Torische Intraokularlinse mit Achsmarkierung [7].....	13
Abbildung 4: Multifokale Linse mit refraktiv-diffraktiv kombiniertem Linsendesign [5].....	14
Abbildung 5: Akkommodative Intraokularlinse [6] .....	14
Abbildung 6: Materialbezogener Überblick über Intraokularlinsen .....	18
Abbildung 7: Darstellung eines B-Scans (oben) und eines A-Scans (unten) [15].....	20
Abbildung 8: Bedeutung der Linien eines A-Scans [15] .....	20
Abbildung 9: Aufbau Michelson-Interferometer .....	22
Abbildung 10: A-Scan bei Laserinterferenzbiometrie [15] .....	23
Abbildung 11: IOL-Master von Zeiss [18].....	23
Abbildung 12: Prinzip der Zweistrahl-Kurzkohärenz-Interferometrie [19] .....	25
Abbildung 13: Schaltfläche zur Optimierung der Linsenkonstanten [28] .....	38
Abbildung 14: Optimierte Linsenkonstanten [28].....	39
Abbildung 15: Altersverteilung .....	40
Abbildung 16: Veränderung durch die Optimierung für alle Augen.....	47
Abbildung 17: Veränderung bei positiver Differenz zwischen postoperativer Refraktion und Zielrefraktion .....	48
Abbildung 18: Veränderung bei negativer Differenz zwischen postoperativer Refraktion und Zielrefraktion .....	48
Abbildung 19: Beispiel für ein gutes Signal-Rausch-Verhältnis ( $>10$ ) .....	53
Abbildung 20: Beispiel für ein unsicheres SNR-Verhältnis.....	53
Abbildung 21: Optimale Einstellung am IOL Master für die Messung der VKT.....	54

## Abkürzungsverzeichnis

ACD	Vorderkammertiefe
al	Augenlänge
bzw.	beziehungsweise
cyl	Zylinder
df	Freiheitsgrad
dpt	Dioptrien
etc.	et cetera
ELP	effective lens position
fs	Femtosekunde
HH	Hornhaut
HSA	Hornhautscheitelabstand
IOD	intraokularer Druck
IOL	Intraokularlinse
iold	Brechwert der Intraokularlinse
Jh.	Jahrhundert
K	Keratometrie
kHz	Kilohertz
KL	Kontaktlinse
KW	Kammerwasser
LIB	Laserinterferenzbiometrie
LT	Linsendicke
MHz	Megahertz
mm	Millimeter
nm	Nanometer
OP	Operation

PMMA	Polymethylmethacrylat
r	Anzahl der Parameter
r1	Hornhautradius Hauptschnitt 1
r2	Hornhautradius Hauptschnitt 2
sf	Surgeon factor
SNR	Signal-Rausch-Verhältnis
sph	Sphäre
Sph Äquiv.	sphärisches Äquivalent
ULIB	User Group for Laser Interference Biometry
Visus <sub>cc</sub>	Visus cum correctione
Visus <sub>sc</sub>	Visus sine correctione
VKT	Vorderkammertiefe
WZW	Weiss-zu-Weiss
$\lambda$	Wellenlänge
$\mu\text{m}$	Mikrometer

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Unterschied verschiedener theoretischer Formeln[8] .....	33
Tabelle 2: Genauigkeit der IOL-Formeln bei unterschiedlichen Augenlängen [23] .....	33
Tabelle 3: Vergleich von akustischer und optischer Biometrie .....	34
Tabelle 4: Korrekte Refraktionsvorhersagen unter optimierten Bedingungen [27] .....	44
Tabelle 5: Vergleich der Konstanten der AcrySof SA60AT .....	45
Tabelle 6: Differenzen zur Postrefraktion .....	46
Tabelle 7: Datenerfassung normal lange Augen-Teil 1 .....	xi
Tabelle 8: Datenerfassung normal lange Augen - Teil 2 .....	xii
Tabelle 9: Datenerfassung lange Augen .....	xiii
Tabelle 10: Datenerfassung kurze Augen .....	xiv
Tabelle 11: Datenblatt AcrySof SA60AT [29] .....	xv
Tabelle 12: IOL-Master, Messwerte vor der Optimierung .....	xvii
Tabelle 13: IOL-Master, Messwerte nach der Optimierung .....	xviii

## Widmung

Ganz herzlich möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Baumbach für seine freundliche Unterstützung und die Betreuung dieser Bachelorthesis bedanken. Gleiches gilt für Herrn Claus Heimes, der mir als Betreuer und zweiter Gutachter jederzeit mit Rat und Tat zur Hilfe stand.

Besonderer Dank gilt den Firmen Hoya Surgical Optics und Alcon, für die Bereitstellung von Informationsmaterialien. Auch bei allen anderen, die mich ausreichend mit Informationsmaterialien versorgt haben, möchte ich mich an dieser Stelle bedanken. Bei Dr. Hanneken möchte ich mich bedanken, der extra für diese Arbeit die Implantation einer AcrySof SA60ATgefilmt hat.

Ein weiterer Dank gilt allen, die mich während dieser Zeit unterstützt und ermutigt haben.

# 1 Zusammenfassung

Personalisierte A-Konstanten-Optimierung zur intraokularen Berechnung einer AcrySof SA60AT der Firma Alcon.

Bei Kataraktoperationen werden künstliche Linsen implantiert. Die postoperative Brechkraft des Systems Brille-Auge wird mit verschiedenen IOL-Formeln berechnet. Jede Formel enthält eine A-Konstante, welche die Intraokularlinse repräsentiert. In dieser Arbeit geht es darum, die A-Konstante einer AcrySof SA60AT speziell auf den Operateur im Augenzentrum Maus zu optimieren. Dadurch erreicht man eine personalisierte Optimierung, die eine deutliche Verbesserung der postoperativen Refraktionsergebnisse bedeutet. Dies steht im Vergleich zur ULIB (User Group for Laser Interference Biometrie), die sich auch die Optimierung von A-Konstanten zur Aufgabe gemacht hat, jedoch allgemeine, optimierte Konstanten für alle Anwender der Gruppe anbietet. Diese allgemeinen Konstanten sind deutlich besser als die vom Hersteller angegeben, spiegeln jedoch nicht die individuellen Operationsmethoden wieder.

In dieser Arbeit wird gezeigt, dass personalisierte, auf den Operateur abgestimmte, Konstanten die postoperativen Ergebnisse noch weiter verbessern.

In dieser Studie wurde die A-Konstante bei 50 Patientenaugen optimiert und die Ergebnisse ohne und mit Optimierung ausgewertet. Verschieden lange Augen wurden selektiert, um festzustellen, bei welchen Augen die Optimierung den größten Vorteil bringt. Im Folgenden werden die Methode und die Ergebnisse dieser Untersuchung genauer dargestellt.

## 2 Einleitung

Die Operation des grauen Stars ist die weltweit am häufigsten durchgeführte Operation. „...Weltweit werden jährlich fast 15 Millionen solcher Eingriffe durchgeführt.“ [4] Mit dieser Operation werden unterschiedlich stark ausgeprägte Linsentrübungen behandelt. Nachdem in der modernen Kataraktchirurgie die getrübte natürliche Linse durch eine Kunstlinse ersetzt wird, gilt es immer mehr die Kunstlinse bestmöglich zu berechnen, um dem Patienten zumindest für die Ferne ein möglichst brillenfreies Sehen zu ermöglichen. Seit dem durch die Laserinterferenzbiometrie eine sehr exakte Messung der Augenlänge mit Hilfe des IOL Masters von Zeiss, möglich ist, nimmt die Bedeutung der genauen Berechnung der postoperativen Brechkraft immer mehr zu.

Die Berechnung der postoperativen Brechkraft von Auge und Intraokularlinse erfolgt mit Hilfe von sogenannten Biometrie-Formeln. Es gibt verschiedene Biometrie-Formeln, die sich in empirische und theoretische Formeln einteilen lassen. Alle dieser Formeln haben unterschiedlich genaue Vorhersagewahrscheinlichkeiten bei verschiedenen Augenlängen. Die Haigis-Formel ist diejenige Formel, die im Vergleich zu den anderen Berechnungsformeln für alle Augenlängen die präzisesten Ergebnisse liefert.

In jeder dieser Formeln gibt es Konstante, die sogenannte A-Konstante oder den „surgeon factor“, welche die Intraokularlinse in der Berechnungsformelrepräsentiert. Um die Berechnung der postoperativen Refraktionsergebnisse noch genauer zu machen, können die A-Konstanten optimiert werden. Bisher wurde davon ausgegangen, dass es für die Praxis reicht, allgemeingültige, optimierte Konstanten zu verwenden, um die postoperativen Ergebnisse besser vorherzusagen. Die Anwendung personalisierter Konstanten findet derzeit nur in sehr wenigen Augenzentren Anwendung.

Die „User Group for Laser Interferenz Biometrie“ (ULIB) hat es sich zur Aufgabe gemacht solche allgemeingültigen, optimierten Konstanten für alle Anwender zur Verfügung zu stellen. Ziel dieser Arbeit ist es, darzustellen, dass es vielleicht ausreicht allgemeingültige Konstanten zu verwenden, dass eine personalisierte, auf den Operateur optimierte A-Konstante jedoch eine weitere Verbesserung der



Ergebnisse ermöglicht und eine Möglichkeit darstellt, sich als Operateur von der Konkurrenz abzusetzen.

Des Weiteren bietet die A-Konstanten-Optimierung eine Chance sich als Optometrist gegenüber Augenärzten und Arzthelferinnen zu positionieren, da die Optimierung der A-Konstante das spezielle Wissen eines Optometristen verlangt. Auf dem Markt gibt es momentan circa 120 verschiedene Intraokularlinsen, von denen im Augenzentrum Maus in Köln etwa 30 implantiert werden. Deren Kenntnis ist für die Berechnung der IOL wichtig. Diese Kenntnisse bzw. den fachlichen Hintergrund und den Überblick haben weder Arzthelfer/Innen noch Augenärzte/Ärztinnen, sondern nur der Optometrist/in.

Das Thema dieser Arbeit ist die A-Konstanten-Optimierung zur intraokularen Berechnung einer Alcon AcrySof SA60AT. Die Optimierung wird für die Haigis-Formel ausgewertet, da diese für alle Augenlängen die besten Ergebnisse liefert.

### 3 Allgemeine Grundlagen

#### 3.1 Akkommodation und Alterssichtigkeit (Presbyopie)

Unter Akkommodation versteht man die Brechkraftveränderung, um Objekte in der Ferne und Nähe scharf zu sehen. Am Akkommodationsprozess sind Augenlinse, Zonulafasern und der Ziliarmuskel beteiligt.

Bei der Akkommodation kommt es zu einer Linsenverformung. Die Akkommodation wird durch den ringförmigen Ziliarmuskel gesteuert, mit dem die Augenlinse durch die Zonulafasern verbunden ist. Die Augenlinse besteht aus einer elastischen Linsenkapsel, die lösliche Proteine enthält. Wenn das Auge in die Ferne blickt, entspannt sich der Ziliarmuskel und erzeugt einen Zug auf die Zonulafasern. Die Augenlinse wird durch ihre Elastizität in eine ellipsenähnliche Form gezogen. Blickt das Auge in die Nähe, spannt der Ziliarmuskel an, die Zonulafasern werden entlastet und die Linse geht in ihre kugelige Ursprungsform zurück. Durch diese kugelige Form entsteht die für den Blick in die Nähe notwendige Brechkraftzunahme.

„Zur Alterssichtigkeit kommt es ..., wenn die Akkommodationsbreite unter 3dpt sinkt.“  
[9] Unter der Akkommodationsbreite versteht man die maximal mögliche Brechkraftzunahme in Dioptrien.

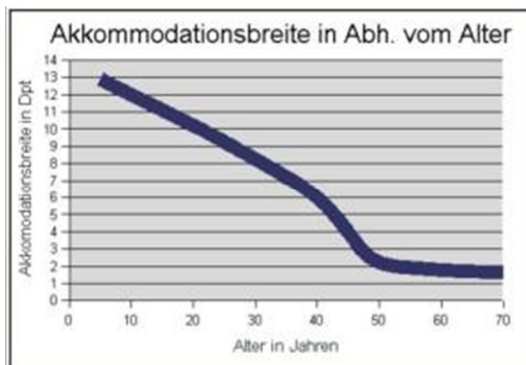


Abbildung 1: Akkommodationsbreite in Abhängigkeit vom Alter [10]

Zum Verlust der Akkommodation kommt es durch mehrere Faktoren:

1. Ab etwa 40 Jahren beginnt die Linse altersbedingt an Brechkraft zu verlieren.
2. Brown Phänomen: Bei einem 35 jährigen Auge muss bei gleicher Einstellentfernung die Linse stärker gekrümmt werden als bei einem 18 jährigen Auge.
3. Gegensätzliches Wachstum der Linse, dadurch dass die Ansatzstellen der Zonulafasern auf die Linsenoberfläche wandern und nicht mehr richtig entspannen können. Die Augenlinse wird flach gezogen.
4. Durch die Verhärtung der Linse ist die Verformung der Linse nicht mehr möglich.

## 3.2 Katarakt (Grauer Star)

### 3.2.1 Was ist die Katarakt?

„Eine Katarakt liegt vor, wenn die Durchsichtigkeit der Linse so stark vermindert ist, dass die Sicht des Patienten beeinträchtigt ist.“ [1] Durch die Trübung der Augenlinse werden die einfallenden Lichtstrahlen so gestreut, dass kein scharfes Bild mehr entsteht. „Die Zahl Blinder wird heute weltweit auf ca. 50 Millionen geschätzt; in knapp der Hälfte der Fälle ist der Graue Star (Katarakt) hierfür verantwortlich.“[8] Die allgemeine Symptomatik kann von Patienten unterschiedlich wahrgenommen werden und kann je nach Trübungsform verschiedene Ausprägungen annehmen. Es werden Symptome wie Sehverschlechterung, unscharfes Sehen, verzerrtes Sehen, Blendung, monokulare Doppelbilder und veränderte Farbwahrnehmung empfunden. Die Katarakt ist meist eine Folge des natürlichen Alterungsprozesses, kann aber auch angeboren sein. Eine Vorbeugung ist nicht möglich.

Verschiedene Mechanismen können die Entstehung der Katarakt begünstigen:

1. Osmotische Prozesse: Die Glukose in der Augenlinse kann sich durch biochemische Abläufe in Sorbit umwandeln. Da Sorbit ein hohes Wasserbindungsvermögen hat und die Linse nicht verlassen kann, kommt es zu einer dauerhaften Einlagerung von Wasser und somit einer Trübung der Linse.
2. Aggregation von Proteinen: Die Eiweißproteine eines gesunden Auges sind so klein, dass es nicht zu einer Streuung des Lichts kommt. Diese Proteinmoleküle können sich vergrößern und ihre optischen Eigenschaften ändern. Dadurch wird das Licht gestreut und führt zu einer Linsentrübung.

Man teilt Katarakte nach dem Zeitpunkt des Auftretens (erworbene und angeborene Katarakte), dem Reifestadium und der Morphologie ein. Der Altersstar (Cataracta senilis) tritt mit über 90% am häufigsten auf. Eine Katarakt kann auch bei Allgemeinerkrankungen, bei Augenerkrankungen, nach intraokularen Eingriffen, bei Verletzungen oder medikamentös bedingt auftreten. Beim Reifestadium wird nach der Herabsetzung des Visus und dem Reifegrad eingeteilt, da dies früher für den Operationszeitpunkt wichtig war. Heute bestimmen Dicke, Härte und Lage der Trübung wie bei der Operation vorgegangen wird. Es wird zwischen Trübung des Linsenkerns (Cataracta nuclearis), der Linsenrinde (Cataracta corticalis) und der hinteren Linsenkapsel (Cataracta subcapsularis posterior) unterschieden. Die

Trübung des Linsenkerens hat eine Linsenmyopie zur Folge, die durch die Brechkraftzunahme der Augenlinse bedingt ist. Es kommt zu einer gelb/braun-Färbung der Augenlinse. Das Fortschreiten dieser Form ist langsam. Etwa 30% aller Katarakte zeigen diese Form. Im Gegensatz dazu verläuft die Trübung der Linsenrinde schneller und die meisten Patienten erwerben eine Hyperopie. Diese Form tritt bei circa 50% der Patienten auf. Die Trübung der hinteren Linsenkapsel ist eine Sonderform der Rindentrübung und führt schnell zu einer Herabsetzung des Visus. Sie tritt bei 20% aller Patienten auf.

### 3.2.2 Allgemeines zur Geschichte der Kataraktchirurgie

Der Begriff Katarakt kommt aus dem Griechischen und bedeutet „Wasserfall“, weil man früher davon ausging, dass die Katarakt eine geronnene Flüssigkeit sei, die sich vor der Linse sammelt. Die Ursprünge der Kataraktchirurgie liegen um etwa 800 v.Chr.[2] „Wichtigste Operationsmethode war für sehr lange Zeit - ab dem 5. Jahrhundert v. Chr. bis ins 19. Jahrhundert - der sogenannte Starstich.“ [3] Heute wird diese Methode auch „Depression“ oder „Reklination“ der Linse genannt. Die Sklera wird mit einer scharfen Lanzette geöffnet und die getrübte Linse mit Hilfe einer Nadel in den Glaskörper gedrückt.



**Abbildung 2: Mittelalterliche Darstellung des Starstichs von Georg Bartisch aus dem 16. Jh.**

Diese Methode ist in abgeänderter Form bis ins 19. Jahrhundert angewendet worden. Von etwa 1750 bis ins 20. Jahrhundert wurde zusätzlich ein Verfahren angewendet, was der heutigen extrakapsulären Kataraktextraktion entspricht. Dabei bleibt die

hintere Linsen kapsel erhalten und es wird nur ein zentrales Loch in die vordere Kapsel geschnitten. „1922 wird durch einen Prager Professor erstmals erwähnt, dass die Linse auch intrakapsulär entfernt werden kann.“ [3] Dabei wird die Linse zusammen mit dem Kapselsack entfernt. Diese Methode setzte sich durch. Um zu vermeiden, dass die Gallertmasse des Glaskörpers in die Vorderkammer des Auges eindringt, wird präoperativ Glycerin verabreicht. Später wird das Verfahren der Okulopression nur noch zur Hilfe genommen, um den Augeninnendruck zu senken. „Während der Okulopression (40mmHG für 15 min) steigt der intraokulare Druck an, und es kommt zu einer Volumenreduktion okulärer Kompartimente mit Einschluss von Kammerwasser und Glaskörper, sowie vermutlich der Aderhaut. Daher fällt nach der Beendigung der Okulopression der intraokulare Druck auf sehr niedrige Werte ab.“ [14] Anfangs wird die Linse mit einer Pinzette entfernt, später nimmt man einen Sauger. Ein weiterer Meilenstein in der Geschichte der Kataraktchirurgie ist 1949, als Harold Ridley die erste Kunststofflinse implantiert. Während der nächsten Jahre wird die Linse zunächst in die Vorderkammer, später in die Hinterkammer implantiert. 1977 wird die erste J-Schleifen-Linse, die nach einer extrakapsulären Extraktion am Sulcus fixiert wird, vorgestellt. Dieses Verfahren wird danach vermehrt angewendet. 1970 wird von Kelmann die Phakoemulsifikation entwickelt. Der Linsenkern wird mittels Ultraschall zertrümmert und die Reste abgesaugt. Dieses Verfahren ist der Stand der heutigen Kataraktchirurgie. Die Linse wird heute meist in den Kapselsack implantiert und nicht mehr am Sulcus fixiert. In den nächsten Jahren wird die Operationsmethode verbessert und neue Linsentypen werden entwickelt.

### 3.2.3 Kataraktchirurgie heute

„Der Austausch der getrübbten natürlichen Linse durch eine hochmoderne Kunstlinse - die Katarakt-Operation (Operation des Grauen Stars)- ist die häufigste und erfolgreichste Behandlung in der Augenchirurgie. Es ist die einzige Möglichkeit die Krankheit bzw. Alterserscheinung zu heilen und ein junges Sehvermögen wiederherzustellen. Weltweit werden jährlich fast 15 Millionen solcher Eingriffe durchgeführt.“[4] Im Sehkraft Augenzentrum Maus in Köln sind es alleine etwa 1200 Operationen pro Jahr. Dank neuer Operationsmethoden lässt man die Katarakt heute nicht mehr reifen, sondern führt die Operation zu einem Zeitpunkt durch, an dem die Behandlung sicher und für das operierte Auge nicht belastend ist. Vor der Operation des grauen Stars findet eine ausführliche Voruntersuchung statt, bei der die optimale Linse ausgewählt wird und die körperliche Gesundheit des Patienten durch den Hausarzt festgestellt wird. Die Operation des grauen Stars findet ambulant statt und

dauert in der Regel nicht mehr als 15 Minuten pro Auge. Als Erstes muss die eigene Linse entfernt werden. Sie wird dazu mittels Ultraschall verflüssigt. Dadurch ist nur ein kleiner Schnitt notwendig, um die natürliche Linse abzusaugen und dabei bleibt der Kapselsack erhalten. Er bildet einen Halteapparat für die neue Kunstlinse. Als Nächstes wird die Kunstlinse durch den kleinen Schnitt mit einem Injektor an den Ort der natürlichen Linse eingesetzt. Der Schnitt muss nicht genäht werden, denn er schließt sich durch den Augendruck von selbst. Zum Schutz vor Infektionen wird nach der Operation eine Verbandkapsel über das operierte Auge gesetzt, welche am Tag danach entfernt wird. Die Operation kann sowohl unter Tropfanästhesie, als auch unter Vollnarkose durchgeführt werden, wobei die Vollnarkose mehr Risiken birgt, als die Operation des grauen Stars selbst. Die Heilung des operierten Auges verläuft schnell. Während es bei der klassischen Kataraktchirurgie das Hauptziel ist, die trübe Linse durch eine klare, künstliche Linse zu ersetzen, spielt in der modernen Linsen-chirurgie zusätzlich die refraktive Korrektur eine wichtige Rolle. Ziel ist es, die künstliche Linse genau zu berechnen und einzusetzen, um eine optimale Sehleistung bei dem Patienten zu erreichen. „Der Erfolg einer Intraokularlinsenimplantation hängt sowohl von der operativen Technik, als auch von der Qualität der Biometrie und IOL-Stärkenberechnung ab.“<sup>1</sup>

Eine weitere Entwicklung der modernen Linsen-chirurgie ist die „CLE-Clear Lens Extraction“. Der Ablauf der Operation ist der gleiche wie bei der klassischen Kataraktchirurgie, nur dass hier die noch klare natürliche Linse gegen eine Kunstlinse ausgetauscht wird, um das Ziel der Brillenfreiheit zu erreichen. Durch diese Methode können auch hohe Fehlsichtigkeiten, bei denen keine Laserkorrektur in Frage kommt, korrigiert werden und eine Kataraktoperation im Alter ist nicht mehr notwendig.

### 3.2.4 Kataraktoperationstechniken

Bei den Operationstechniken gibt es zwei grundlegend verschiedene Methoden. Die intrakapsuläre Extraktion wird heute jedoch nur noch in Entwicklungsländern durchgeführt, da sie kostengünstiger und technisch einfacher ist. Das Auge wird mit einem Messer geöffnet und die Linse mit Hilfe eines Kyrostabs eingefroren. Die eingefrorene Linse wird zusammen mit der Kapsel aus dem Auge gezogen. Die

---

<sup>1</sup>Vgl. W. Haigis, Präoperative Berechnung der Stärke intraokularer Linsen bei Problemaugen, Z. Med. Phys. 2007, H. 17, S.45-54

fehlende Augenlinse wird anfangs mit einer Starbrille korrigiert, später werden die ersten Vorderkammerlinsen implantiert. Der Nachteil dieser Methode ist, dass ein hohes Risiko für einen Glaskörperverlust besteht.

Die zweite Methode, die extrakapsuläre Extraktion, wird heute hauptsächlich durchgeführt. Die vordere Linsenkapsel wird geöffnet (Kapsulorhexis) und nur der Linsenkern und die Linsenrinde werden entfernt. Im Gegensatz zur intrakapsulären Extraktion bleibt die hintere Kapsel unbeschädigt, um eine Hinterkammerlinse implantieren zu können. Der Linsenkern wird mit Hochfrequenzultraschall entfernt. Diese Methode nennt man Phakoemulsifikation. In Ausnahmefällen, wenn der graue Star sehr fortgeschritten ist, kann es sein, dass bei der Operation die hintere Linsenkapsel reißt und somit die Implantation einer Hinterkammerlinse mit größerer Haptik in den Sulcus notwendig wird.

Heute wird in den meisten Industrieländern die Kleinschnitttechnik angewendet. Im Vergleich zu der normalen Schnittgröße von 3–4mm ist hierbei eine minimale Schnittgröße von 1,6mm möglich. Diese Methode ist durch die Entwicklung von faltbaren Intraokularlinsen möglich. Diese Linsen werden mit einer Applikationshilfe durch die kleine Öffnung ins Auge eingeführt und entfalten sich dort. Die Vorteile dieser Operationsmethode sind schnellere Wundheilung, keine Naht, keine Verzerrung der Hornhaut und ein schnelleres Erreichen guter Sehleistung.

Auch wenn die Operationstechniken in den letzten 4 Jahrzehnten stets verbessert wurden, wird der schwierigste Teil, die kreisrunde Kapselöffnung, noch manuell durchgeführt und hängt somit stark von den Fähigkeiten des Operateurs ab. Besonders schwierig ist die Öffnung zum Beispiel bei kleiner Pupille, flacher Vorderkammer, schlechter Sicht und reifen Katarakten. Dort kann häufig auch bei erfahrenen Chirurgen kein optimales Ergebnis erreicht werden.<sup>2</sup> Um eine ideale Kapsulorhexis zu erzielen wird seit etwa einem halben Jahr von der Industrie eine neue Methode der Kataraktoperation mit dem Femtosekundenlaser gefördert. Zurzeit werden erste Operationen mit diesem neuen Verfahren durchgeführt. „Die Wurzeln der Laser-Katarakt-Chirurgie können zur Arbeit von Ron Kurtz, MD, und Tibor Juhasz, PhD, Gründer der IntraLase Corp., die zwischen 1995 und 1997 den IntraLase

---

<sup>2</sup>Vgl. Friedmann/ Palanker/ Schuele/ Andersen/ Marcellino/ Seibel/ Battle/ Feliz/ Talamo/ Blumenkranz/ Culbertson, Femtosecond Laser Capsulotomy, Journal of Cataract Refractive Surgery, 2011, H. 37, S. 1189-1198



Femtosekundenlaser an der University of Michigan in Ann Arbor entwickelten, zurückverfolgt werden.“ [24] Durch die Anwendung des Femtosekundenlasers kann die Inzision, die Kapsulorhexis und die Zerkleinerung der Linse durchgeführt werden, ohne das Auge vorher mit einem Skalpell zu öffnen. Das Lasersystem besteht aus einem 3D scannenden Femtosekundenlaser ( $\lambda=1,03\mu\text{m}$ , Pulsdauer=400fs, bis zu 10  $\mu\text{J}$  Pulsenergie, Wiederholungsrate=12 – 80KHz) und einem integrierten OCT.<sup>3</sup> Das Gewebe wird hierbei durch Luftbläschen getrennt. Die Energie des Lasers wird so gebündelt, dass durch eine kleine Explosion Gasbläschen aus  $\text{CO}_2$  entstehen. Die Trennung des Gewebes erfolgt durch eine Aneinanderreihung vieler Gasbläschen. Da das Gewebe mit dem Femtosekundenlaser fragmentiert wird, ist weniger Energie nötig, um die Linse zu zerkleinern und die Methode ist deutlich schonender für das Auge. Durch die „...Technik mit einem OCT-geführten Femtosekundenlaser...steigt die Präzision und die Reproduzierbarkeit der Kataraktchirurgie signifikant an.“ [25]

Dadurch, dass die Öffnung der Linsenkapsel mit Hilfe des Femtosekundenlasers genau zentriert und optimal groß wird, kann gewährleistet werden, dass die IOL sehr viel näher an die effektive Linsenposition (ELP) implantiert wird, als bei der manuellen Kapsulorhexis. Die IOL-Berechnung wird durch die A-Konstanten-Optimierung sehr genau und erfordert somit eine Operationsmethode, die diese Berechnung genauso präzise umsetzen kann. Mit Hilfe des Femtosekundenlasers ist dies in Zukunft möglich.

Die Methode ist derzeit noch aufwändig und kostenintensiv, wird sich jedoch in Zukunft sehr wahrscheinlich durchsetzen.

### **3.3 Intraokularlinsen und optische Prinzipien**

#### **3.3.1 Linsentypen**

Generell besteht eine Intraokularlinse aus einer zentralen optischen Zone, die zwischen 5 – 7mm groß ist, und einer Haptik, die der Fixation im Auge dient. Man unterscheidet zwischen Monofokallinsen, Multifokallinsen und akkommodierenden Intraokularlinsen, sowie Plattenhaptik oder Scheibenhaptik. Monofokallinsen und Multifokallinsen gibt es mit sphärischem oder torischem Flächendesign.

Akkommodative Intraokularlinsen sind derzeit auf dem Markt nur mit sphärischem Design erhältlich. Monofokale Intraokularlinsen weisen einen einheitlichen Brechwert auf und korrigieren die Sehschärfe für eine bestimmte Distanz. Meist wird die

Sehkraft für die Ferne korrigiert. Die Patienten benötigen nach der Operation weiterhin eine Brille zum Lesen. Bei den monofokalen Linsen unterscheidet man zwischen sphärischen und asphärischen Flächendesignen. Die asphärische Optik verbessert das Kontrastsehen und führt zu einer besseren Sicht in der Nacht.

Torische IOL sind eine Möglichkeit um zusätzlich einen vorhandenen Astigmatismus zu korrigieren.



**Abbildung 3: Torische Intraokularlinse mit Achsmarkierung [7]**

Eine torische IOL ist aufgebaut wie ein torisches Brillenglas. Die Linse weist in den Hauptschnitten unterschiedliche Brechwerte auf. Der Operationsablauf gleicht dem der monofokalen Standard IOL. Vor der Implantation müssen jedoch zusätzliche Messungen am Auge durchgeführt werden um die Achslage und somit die Positionierung der IOL genau bestimmen zu können. Die stabile Position der torischen IOL ist wichtig, da eine Verdrehung der Linse im Auge einen Visusabfall zur Folge hat. Pro 3° Verdrehung der Achse entsteht ein Fehler von 10% des vorhandenen Astigmatismus. Ein erneuter Eingriff zur Stabilisierung müsste durchgeführt werden.

Multifokale- und akkommodierende Linsen sollen nicht nur die Sehschärfe für die Ferne korrigieren, sondern dem Patienten zusätzlich das Lesen (ohne Brille) ermöglichen.



**Abbildung 4: Multifokale Linse mit refraktiv-diffraktiv kombiniertem Linsendesign [5]**

Multifokale Linsen sollen durch das diffraktive Design den Verlust der Akkommodationsfähigkeit kompensieren. Die Ringe weisen unterschiedliche Brechkräfte auf. Somit besitzt die Linse mehrere Brennpunkte für verschiedene Entfernungen und ermöglicht das Sehen in diesen Entfernungen. Nachteile dieser Intraokularlinsen sind, dass durch die Verteilung des Lichtes auf die verschiedenen Brennpunkte ein Kontrastverlust entsteht und eine Brillenfreiheit nach der Operation nicht garantiert werden kann. In den meisten Fällen ist für längeres Lesen und besonders für die Computerdistanz auch nach der Implantation einer multifokalen IOL eine Brille notwendig.

Akkommodative IOL sollen dem Patienten wie bei der multifokalen IOL das Sehen in der Ferne und der Nähe ermöglichen. Die Schärfereinstellung von Ferne zur Nähe funktioniert wie bei der natürlichen Augenlinse.



**Abbildung 5: Akkommodative Intraokularlinse [6]**

Die Kunstlinse in der natürlichen Linsen kapsel ist über die Zonulafasern mit dem Ziliarmuskel im Auge verbunden. Der Ziliarmuskel ist ein Ringmuskel, der über Nervenimpulse angeregt wird, um durch die Verschiebung der Linse nach vorne die Akkommodation herbeizuführen. Akkommodative Intraokularlinsen nutzen flexible Scharnierhaptiken, die ein Verschieben der Optik bei Verkürzung des Ziliarmuskels (Kontraktion) unterstützen. Bei der Kontraktion des Ziliarmuskels verschiebt sich der Ziliarkörper nach hinten. Dadurch erhöht sich der Druck auf den Glaskörper und die Linsenoptik. Durch diese Wirkung ergibt sich ein akkommodativer Effekt, der zusätzlich durch die Verschiebung der Zonulafasern nach vorne unterstützt wird.

Im Bereich der Kataraktchirurgie gibt es heute eine Vielzahl verschiedener Intraokularlinsen (ca. 110 IOL bei 20 Anbietern [6]). Dabei ist der Einsatz von UV – Filter-Linsen meist der Standard. Sie bieten einen Schutz der Netzhaut vor schädlicher UV-Strahlung. Eigenschaften wie Blau-oder Violettfilter können bei diesen Linsen zusätzlich gewählt werden. Die blauen Wellenlängen im natürlichen Licht sind ein Faktor für das Entstehen einer Makuladegeneration. Durch die Implantation einer Linse mit Blaufilter werden die gefährlichen Strahlen vor dem Erreichen der Netzhaut herausgefiltert und somit kann das Risiko einer Makuladegeneration vermindert werden. Insbesondere bei Patienten mit vorhandenen Netzhautveränderungen werden diese Filter empfohlen.

### 3.3.2 Linsenmaterialien

„Nachdem früher hauptsächlich Linsen aus PMMA implantiert wurden, sind heute 90% aller Linsen aus Acrylaten, Silikonen oder Kollagen-HEMER-Polymeren. Diese Materialien sind besonders verträglich und lassen sich zu faltbaren IOL verarbeiten.“<sup>3</sup>

PMMA Linsen sind harte Linsen, die nicht gefaltet werden können und somit auch keine Kleinschnitttechnik zulassen. Der Schnitt muss mindestens so groß sein, wie der Durchmesser der Linse selbst. Heute bestehen noch 1% aller Linsen aus PMMA.

Silikonlinsen sind faltbare IOL, die einteilig oder dreiteilig angeboten werden. Die einteiligen IOL bestehen aus einem einzigen Material, während bei den dreiteiligen IOL die Haptiken aus anderen Materialien, wie z.B. PMMA sind. Durch das weiche, faltbare Material kann die Kleinschnitttechnik angewendet werden. Ein Nachteil von Silikonlinsen ist die Anhaftung von Silikonöl, welches bei der Implantation häufig verwendet wird, um die Wiederanlegung der Netzhaut zu gewährleisten. Durch die Anhaftung des Öls wird sowohl die Sicht des Operateurs in den hinteren Augenabschnitt, als auch die Sehschärfe des Patienten eingeschränkt.<sup>4</sup> Der Anteil der Silikonlinsen beträgt ca. 9%.

Acryllinsen und Hydrogellinsen sind faltbare IOL bei denen die Kleinschnitttechnik angewendet werden kann. Der Vorteil von Acryllinsen gegenüber Silikonlinsen ist die kontrollierte Entfaltung der IOL.<sup>5</sup> Man unterteilt sie in hydrophobe und hydrophile Materialien. Der Wassergehalt hydrophiler IOL „variiert von 18% - 30%.“ [26]. Hydrophobe Materialien „enthalten winzige Mengen an Wasser (weniger als 1%)“ [26]. Der Vorteil der hydrophilen IOL soll ein geringer Verlust an Endothelzellen sein. Nachteil dieser IOL ist, dass häufig Trübungen durch Ablagerungen auf der Linsenoberfläche, Alterungsprozesse des IOL Materials oder Kalzifizierungen entstehen.<sup>6</sup> Hydrophobe Materialien haben den Vorteil, dass sie sich besser mit Fibronektin binden. Fibronektin ist ein Glykoprotein, das an Prozessen der

---

<sup>3</sup>Vgl. Dr. Hanneken, Aufklärungstexte für das Augenzentrum Maus, 2008

<sup>4</sup> Vgl. Khawly JA, Ophthalmology, 1998;H. 105, S. 1227-1233

<sup>5</sup>Vgl. Mehdorn & Hunold, 3-Jahres-Evaluierung, 1995

<sup>6</sup>Vgl. Werner L, Journal of Cataract and Refractive Surgery, 2007, H. 33, S. 713-726

Zelladhäsion beteiligt ist.<sup>7</sup> Die Bindung des Optikmaterials mit Fibronectin hat mehrere Vorteile. Zum Einen wird der stabile Sitz der IOL im Kapselsack unterstützt, zum Anderen wird das Einwandern von Linsenepithelzellen zwischen IOL und Kapselsack verhindert, was zu einer geringeren Nachstarrate führt.<sup>8</sup> Ein weiterer Vorteil der hydrophoben IOL ist, dass sie im Vergleich zu einer hydrophilen IOL (Index 1,46-1,49) einen Brechungsindex von bis zu 1,56 aufweisen und somit dünner gefertigt werden können. Zudem ist bei IOL mit einem hohen Brechungsindex die gesamte Optikfläche der IOL auch optisch nutzbar. IOL mit einem niedrigeren Brechungsindex verfügen häufig über eine optisch nicht nutzbare Randzone, um die IOL ausreichend dünn gestalten zu können.<sup>9</sup> 90% aller Intraokularlinsen bestehen aus Acrylaten.

Betrachtet man die chemischen Komponenten der Intraokularlinsen-Materialien, so unterscheiden sie sich lediglich in zwei Gruppen. Zum Einen sind das die Acrylat/Methacrylat-Polymere, zum Anderen die Silikonelastomere. Die Monomere zur Polymerisation kommen alle aus diesen zwei Stoffgruppen. Sie unterscheiden sich jedoch wesentlich in ihren Seitenketten, welche großen Einfluss auf die Linseneigenschaften haben. In der nachfolgenden Abbildung wird ein Überblick über die Materialien nach T. Kohnen dargestellt.[11]

---

<sup>7</sup>Vgl. Linnola, ASCRS ( American Society of Cataract and Refractive Surgeons), 2000, Teil 1 und Linnola, ASCRS, 2000, Teil 2

<sup>8</sup>Vgl. Hancox J, Journal of Cataract and Refractive Surgery, 2008, H. 34, S. 1489-1494

<sup>9</sup> Vgl. Kohnen T/Kasper T, Ophthalmologie, 2005,H. 112, S. 58-66

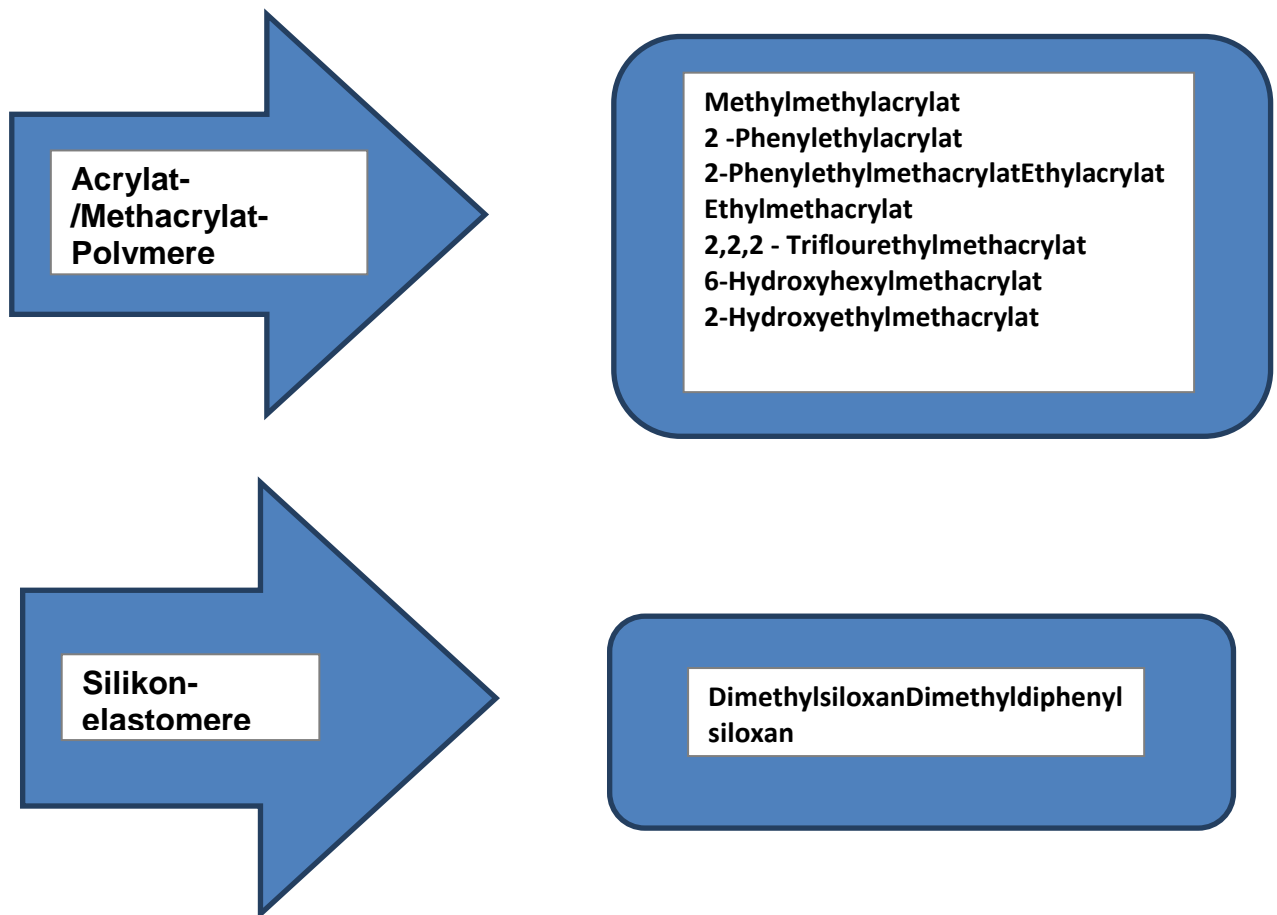


Abbildung 6: Materialbezogener Überblick über Intraokularlinsen

### 3.4 Ultraschall-Biometrie

Die Ultraschallbiometrie wird auch akustische Biometrie genannt und ist das klassische Verfahren zur Messung der Achslänge und weiteren Teilen des Auges.

„Erstmals wurde das Ultraschallverfahren bereits 1956 durch G.H. Mundt und W.F. Hughes in der Ophthalmologie angewendet.“ [12]

Mit Ultraschallwellen können Entfernungen und Längen in biologischen Geweben ermittelt werden.<sup>10</sup> Das Ultraschallgerät funktioniert nach dem Prinzip des Echo-Impuls-Verfahrens. Ein elektrischer Impuls wird im Schallkopf in einen Schallimpuls mit einer Frequenz von üblicherweise 10MHz umgewandelt. Mit einer Frequenz von 10MHz kann eine Eindringtiefe von etwa 5cm, eine laterale Ortsauflösung von etwa 0,6mm und eine axiale Ortsauflösung von 0,2mm erreicht werden.<sup>11</sup> Die Schallgeschwindigkeit ändert sich je nach Material, da die Schallwelle an jedem Gewebeübergang teilweise oder ganz absorbiert und reflektiert wird. Vom Schallkopf wird der Anteil der Schallwelle, der reflektiert wird, aufgenommen und ausgewertet. Aus der Ausbreitungsgeschwindigkeit (Schallgeschwindigkeit) und der Laufzeit kann die Entfernung berechnet werden.

In der Augenheilkunde werden zur Diagnose sowohl die A-Bild-Echographie, als auch die B-Bild-Echographie angewendet. Bei der A-Bild-Echographie wird die Lage der Strukturen mit einer eindimensionalen Amplitudendarstellung bestimmt. Meist wird diese Methode in Kombination mit dem B-Bild verwendet. Für die Berechnung von Intraokularlinsen wird die A-Scan-Methode angewendet. Bei der B-Bild-Echographie werden die Strukturen zweidimensional in Graustufen dargestellt. Diese Untersuchungsmethode eignet sich zum Beispiel für Tumore auf der Netzhaut oder Glaskörperveränderungen.

---

<sup>10</sup>Vgl. Stumpf, Monika, 2002, Quantitative Untersuchungen zur Biometrie des vorderen Augenabschnittes - eine klinische Studie mittels Ultraschallbiomikroskopie, Diss, Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

<sup>11</sup> Vgl. Jürgen Braun - Institut für Medizinische Informatik, Bildgebende Verfahren in der Medizin



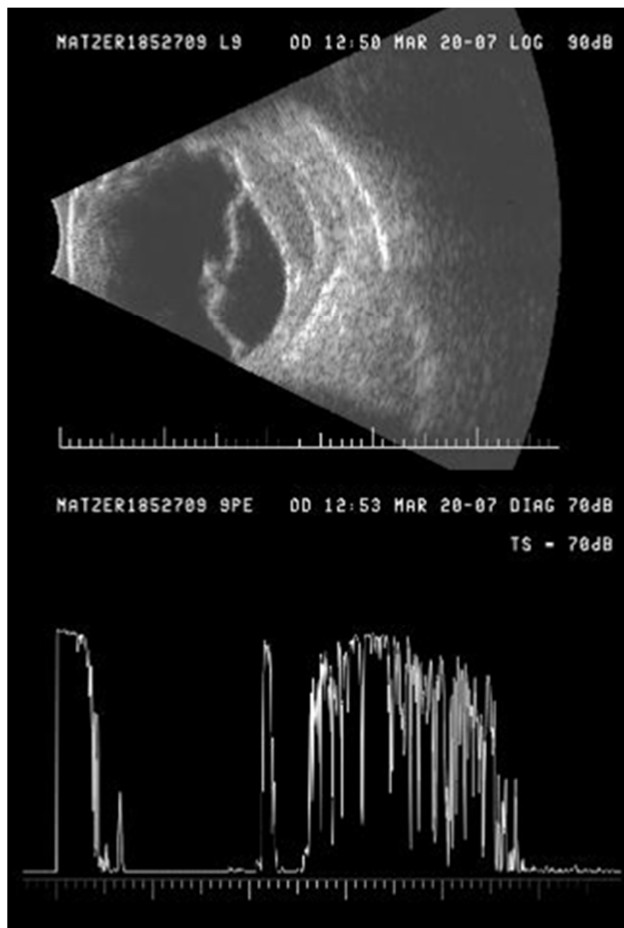


Abbildung 7: Darstellung eines B-Scans (oben) und eines A-Scans (unten) [15]

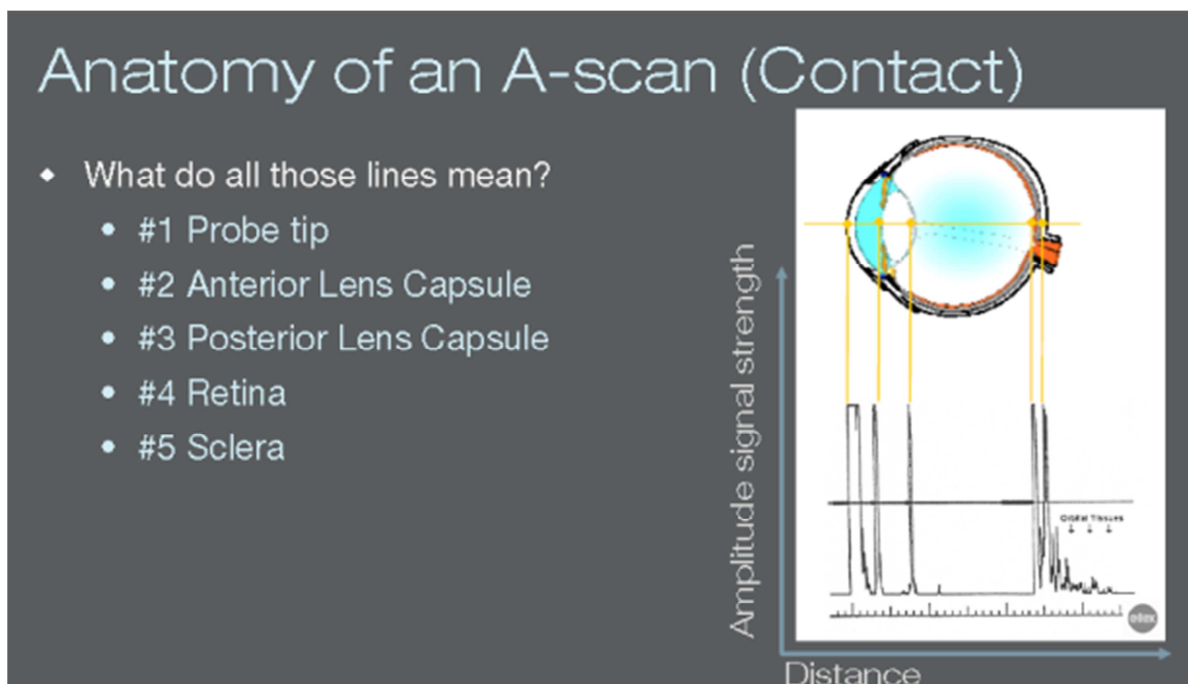


Abbildung 8: Bedeutung der Linien eines A-Scans [15]

Die Messverfahren werden unterteilt in Ultraschall-Kontaktbiometrie und Ultraschall-Immersionsbiometrie. „Bei der Ultraschall-Kontaktbiometrie wird der Schallkopf direkt aufs Auge aufgesetzt, wodurch es zu einer Bulbuseindellung kommen kann. Ein weiterer Messfehler bei dieser Technik entsteht dadurch, dass die Lage des vorderen Hornhautechos nicht exakt bestimmt werden kann.“[8] Für dieses Verfahren wird die Hornhaut mit einer Tropfanästhesie betäubt.

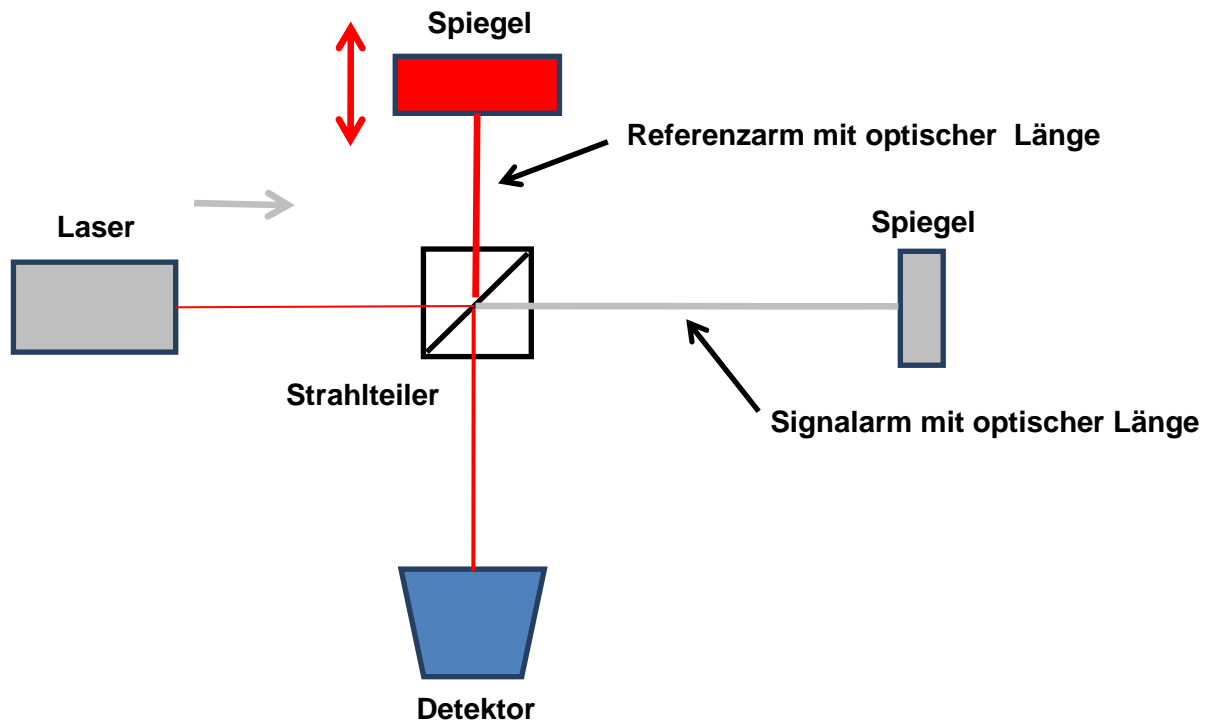
Bei der Immersionsbiometrie wird eine Sklera-Schale auf das Auge gelegt, mit Kochsalzlösung gefüllt und der Ultraschallkopf dort hineingelegt. Dadurch, dass kein direkter Druck auf die Hornhaut ausgeübt wird, sind die Messergebnisse deutlich genauer. Die Immersionsbiometrie „...ist allgemein als die überlegenere Technik anerkannt, obgleich deutlich seltener eingesetzt als die Kontaktbiometrie“.[8]

### **3.5 Laserinterferenz-Biometrie**

Die Laserinterferenz-Biometrie wird auch optische Biometrie genannt. Sie beruht auf dem Prinzip der Teilkohärenz-Interferometrie. „Während die Ultraschallmessung entlang der optischen Achse erfolgt,..., fixiert der Patient bei der optischen Biometrie auf die Laserdiode, wodurch entlang der Sehachse gemessen wird.“ [8] Somit kann die Achslänge mit diesem Verfahren deutlich genauer bestimmt werden.

Anhand des in Abbildung 9 dargestellten Michelson-Interferometers lässt sich das Prinzip der Entfernungsmessung mittels Laser gut erklären. Die kurzen Impulse einer Laserdiodewerden durch einen Strahlteiler auf einen Referenzarm und einen Signalarm aufgeteilt. Der Spiegel des Referenzarms ist verschiebbar. Das durch die Überlagerung der zurückreflektierten Strahlen entstehende Signal wird von einem Detektor aufgefangen. Je nach Abstand der beiden Spiegel entstehen unterschiedliche Interferenzmuster. Interferenz der beiden Strahlen tritt nur dann auf, wenn beide Weglängen innerhalb der Kohärenzlänge des Lichts übereinstimmen. Die Kohärenz beschreibt die Eigenschaft zweier elektromagnetischer Wellen, welche die gleiche Wellenlänge und eine feste Phasendifferenz besitzen. Konstruktive Interferenztritt immer dann auf, wenn der Gangunterschied der beiden Wellen ein ganzzahliges Vielfaches der Wellenlänge  $\lambda$  ist. Dadurch kommt es zu einer Doppeldeutigkeit in der Entfernungsmessung, denn wenn auf dem Schirm konstruktive Interferenz zu sehen ist, kann nicht genau festgestellt werden, um wie viel die Wellen gegeneinander verschoben sind. Dies wird vermieden indem man

Laserimpulse aussendet, und die Abstände so groß macht, dass das Ergebnis auf dem Schirm genau einer bestimmten Phasenverschiebung zugeordnet werden kann.



**Abbildung 9: Aufbau Michelson-Interferometer**

„Die Anwendung der Teilkohärenzinterferometrie zur Messung der Augenlänge geht auf Fercher et al. (1986) zurück.“[13]

Bei dem Versuchsaufbau nach Fercher befindet sich an der Stelle des zweiten Spiegels das menschliche Auge. Das menschliche Auge besteht aus Geweben und Flüssigkeiten unterschiedlicher Brechzahl. Von den Grenzflächen dieser Stoffe wird Licht in den Detektor zurückreflektiert. Der Referenzspiegel wird periodisch bewegt und durch den Dopplereffekt entsteht eine Frequenzverschiebung im Referenzarm. Durch die Abstände der Grenzflächen im Auge ergeben sich Laufzeitunterschiede im reflektierten Impuls. Aus dem Laufzeitunterschied und der Ausbreitungsgeschwindigkeit im Medium können die Abstände der Grenzflächen errechnet werden und somit kann auf die Augenlänge geschlossen werden.

Die Darstellung der Augenlänge erfolgt auch bei der Laserinterferenzbiometrie mit Hilfe eines A-Scans:

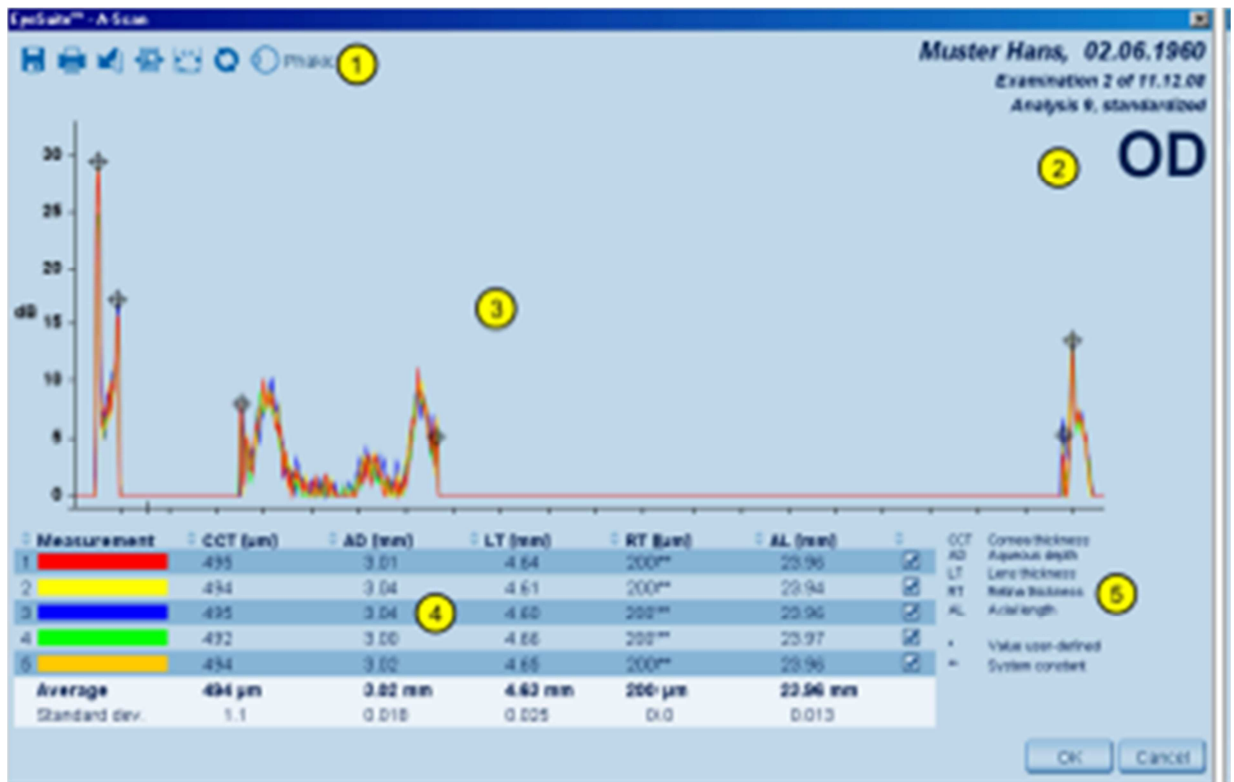


Abbildung 10: A-Scan bei Laserinterferenzbiometrie [15]

### 3.5.1 IOL-Master



Abbildung 11: IOL-Master von Zeiss [18]

Seit der Einführung des IOL-Master 2001 ist die optische Biometrie die Methode der Wahl.<sup>12</sup> Bis zur Einführung des Konkurrenzproduktes „Lenstar“ von HaagStreit war der IOL-Master das weltweit einzige Gerät, welches das Auge mittels optischer Biometrie vermisst. Der Lenstar wird außerdem von der Firma Wavelight unter dem Namen „Biograph“ vertrieben. Lediglich bei dichten Katarakten oder Unregelmäßigkeiten der Hornhaut kann die optische Biometrie nicht angewendet werden und eine Messung mittels Ultraschall wird notwendig. Die Funktionsweise des IOL-Masters basiert auf dem Prinzip der Zweistrahl-Kurzkohärenz-Interferometrie. Dadurch wird die Messung entfernungsunabhängig, damit eine Bewegung des Patienten nicht zu einer Fehlmessung der Augenlänge führt.

---

<sup>12</sup>Vgl. Ashwin; Pammal T; Shah; Sunil; Wolffsohn, James S: Advances in cataract surgery, Clinical & experimental optometry: Journal of the Australian Optometrical Association, Band 92, Heft 4, 2009, S. 335

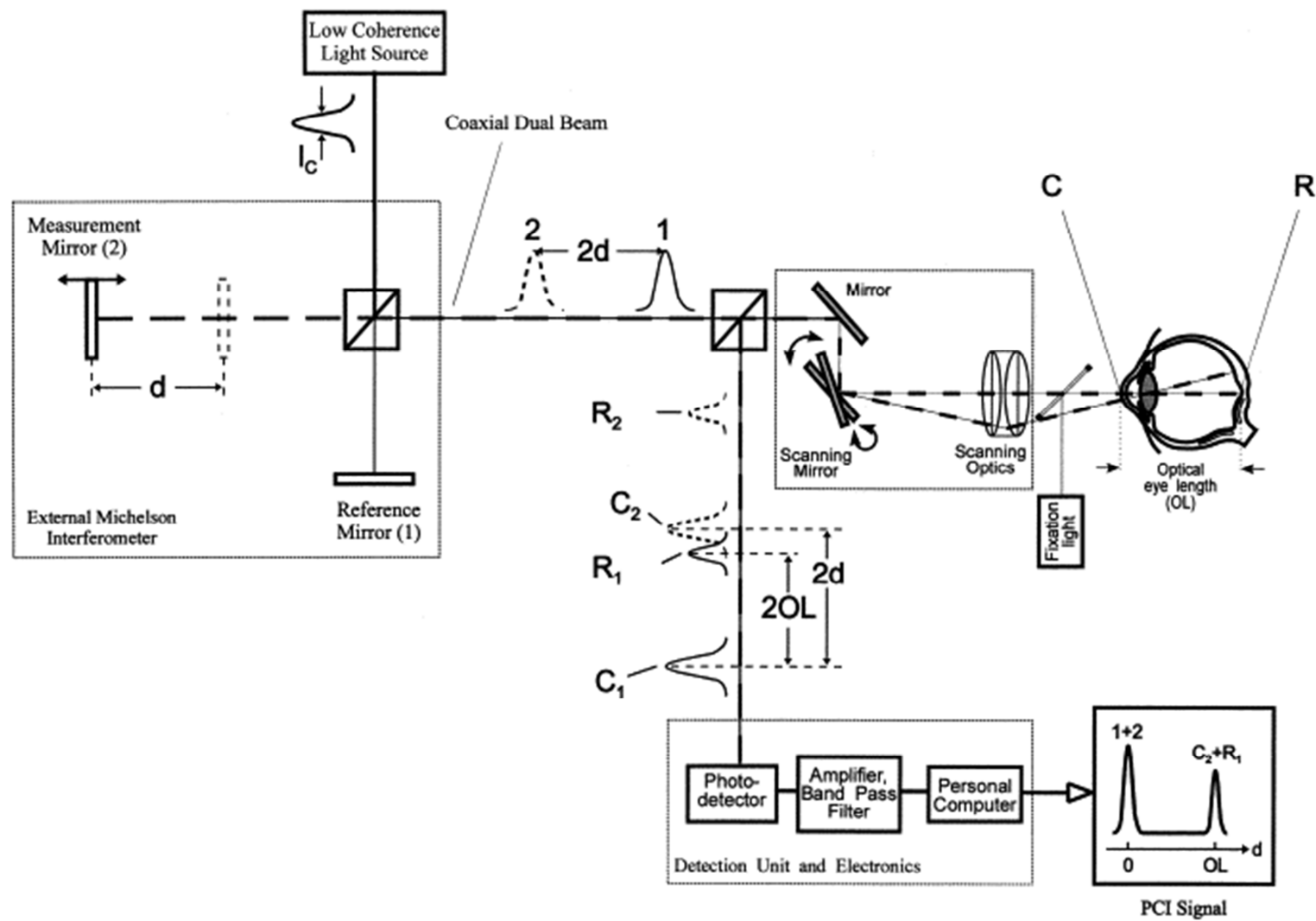


Abbildung 12: Prinzip der Zweistrahl-Kurzkohärenz-Interferometrie [19]

Der Versuchsaufbau entspricht dem Aufbau nach Fercher. Die Genauigkeit des Verfahrens bestimmt hauptsächlich die Kohärenzlänge der Strahlungsquelle. Um die Messung entfernungsunabhängig zu machen, wird die Hornhaut des Auges als Referenzfläche verwendet. Somit hat es keinen Einfluss auf die Augenlänge, ob sich der Patient während der Messung ein wenig nach vorne oder hinten bewegt.

Die Messung mit dem IOL-Master erfolgt berührungslos und erfordert somit keine Lokalanästhesie. Mit Hilfe des IOL-Masters der Firma Zeiss können alle Entfernungen im Auge und die Dicken von Hornhaut und Linse ermittelt werden. Zusätzlich sind das Erstellen einer Keratometrie, einer Pupillometrie und die Messung des Weiss-zu-Weiss (WZW) Abstands möglich. Der WZW wird anhand des Irisbildes und der Augentradien ermittelt und gibt den Durchmesser der Iris an. Wichtigstes Einsatzgebiet des IOL-Masters ist die Berechnung der zu implantierenden IOL. Die Bedienung des Geräts ist intuitiv, sehr leicht und kann dadurch auch von zum Beispiel geschulten Arzthelferinnen durchgeführt werden. Für präzise Messungen ist es jedoch erforderlich, dass einige Kriterien von dem Untersucher beachtet werden. So darf das Auge nicht trocken sein, da sonst durch Mehrfachreflexe keine genaue Messung der Hornhautradien möglich ist. Es muss darauf geachtet werden, dass der Patient die Messmarken fixiert und das Auge möglichst weit geöffnet hat, da es sonst zu einer Fehlmessung kommt. Sollte es notwendig sein, das Auge offen zu halten, darf der Augapfel nicht deformiert werden. Dies würde zu verfälschten Ergebnissen der Augenlänge führen.

Im IOL-Master sind die Messbereiche wie folgt festgelegt:

Achslänge: 14-38mm

HH-Radius: 5-10mm

Vorderkammertiefe: 1,5-6,5mm

Weiss zu Weiss: 8-16mm

Die Skalierung des Gerätes beträgt bei Achslänge, Hornhautradius und Vorderkammertiefe 0,01mm, bei dem Weiss zu Weiss Abstand 0,1mm.<sup>13</sup>

Die A-Konstanten, die im IOL-Master hinterlegt sind, entsprechen den von der ULIB (User Group for Laser Interference Biometry) vorgegeben Konstanten. Es ist möglich diese A-Konstanten im IOL-Master speziell auf den Operateur abzustimmen, um die

---

<sup>13</sup>Vgl. Carl Zeiss Meditec AG, Iolmaster500 - Brochure

IOL-Berechnung noch präziser zu machen und somit bessere postoperative Ergebnisse zu erzielen. Dies ist Bestandteil dieser Arbeit und wird im Weiteren noch genauer dargestellt.

Für die Berechnung der IOL sind die 5 Berechnungsformeln SRK II, SRK/T, Holladay, Hoffer Q und Haigis hinterlegt, die im folgenden Teil genauer erklärt werden. Seit 2012 gibt es ein Update für den IOL Master, welches auch die neue Holladay-2 Formel enthält.



### 3.5.2 Vergleich der unterschiedlichen Berechnungsformeln

„Prinzipiell existieren zwei Typen einer Kunstlinsenberechnungsformel, zum Einen die empirischen Regressionsformeln, zum Zweiten die theoretisch optischen Formeln, in welche die effektive Linsenposition eingeht.“ [21]

Die empirischen Formeln beruhen auf der statistischen Analyse von IOL-Implantationen. Zu den empirischen Regressionsformeln gehören:

1. SRK 1 -Formel: Sie geht auf amerikanische Ophthalmologen Sanders, Retzlaff, Kraff zurück und wurde Anfang der 80er Jahre veröffentlicht (Retzlaff, 1980).

$$P = A - 2,5 L - 0,9 K$$

P = Brechkraft der IOL, die Emmetropie herstellt

L = Achslänge des Auges (mm)

K = HH-Brechkraft (dpt)

A = spezifische Konstante für jeden Linsentyp jedes Herstellers

2. SRK II – Formel: „Durch Anpassung der A-Konstanten an verschiedene Achsenlängen ergibt sich die SRK II-Formel“ [22]

$$P = A1 - 0,9 K - 2,5 L$$

„Der Unterschied zu SRK I besteht in der Konstanten A1. Diese errechnet sich aus der A-Konstanten gemäß:“[22]

$$A1 = A + 3 \text{ für } L < 20\text{mm}$$

$$A1 = A + 2 \text{ für } 20\text{mm} \leq L < 21\text{mm}$$

$$A1 = A + 1 \text{ für } 21\text{mm} \leq L < 22\text{mm}$$

$$A1 = A \text{ für } 22\text{mm} \leq L < 24,5\text{mm}$$

$$A1 = A - 0,5\text{mm} \text{ für } 24,5\text{mm} \leq L$$

Die empirischen Formeln werden generell nicht mehr zur Berechnung von IOL verwendet. Lediglich eine Kombination von empirischen und theoretischen Formeln, die Holladay und SRK/T-Formel finden noch Anwendung.

Die theoretischen Formeln „basieren alle auf der Optik dünner Linsen...“[8]. Es gibt somit genau genommen nur eine „IOL-Formel“ auf die alle unten aufgeführten Formeln zurückgreifen.<sup>14</sup> Diese elementare Formel für dünne Linsen lautet:

$$DL = \frac{n}{L-d} - \frac{n}{\frac{n}{z}-d} \text{ mit } z = Dc + \frac{R_x}{1-R_x*d_x} \text{ und } Dc = \frac{n_c-1}{R}$$

mit L = Achslänge

R = HH-Radius

d = optische Vorderkammertiefe

R<sub>x</sub>= Refraktion bzw. gewünschte Zielrefraktion

n = Brechungsindex KW bzw. Glaskörper (1,336)

d<sub>x</sub>= HSA (12mm)

n<sub>c</sub>= fiktiver Brechungsindex der HH

Zu den theoretischen optischen Formeln gehören im Wesentlichen:

1. Haigis: Die Haigis-Formel ist eine Formel der sogenannten zweiten Generation, bei der die Vorderkammertiefe berechnet wird, und nicht als konstant angenommen wird. Haigis verwendet in seiner Formel ein Konstanten-Tripel. „Dahinter steht die Vorstellung, dass unterschiedlich lange Augen durch unterschiedliche Positionen des für die spätere IOL-Lage relevanten Äquators der natürlichen Linse charakterisiert sind.“ [8] In einer wissenschaftlichen Studie wurde herausgefunden, dass die Haigis-Formel im Vergleich zu anderen Formeln insbesondere bei stark hyperopen und bei extrem langen Augen (AL>25mm) genauere Ergebnisse liefert.<sup>15,16</sup> Sie beruht wie alle anderen theoretischen Formeln auf der „Dünne-Linsen-Formel“.

---

<sup>14</sup> Vgl. W. Haigis, Präoperative Berechnung der Stärke intraokularer Linsen bei Problemaugen, Z. Med. Phys. 2007, H. 17, S.45-54

<sup>15</sup> Vgl. MacLaren RE, Natkunarajah M, Riaz Y, Bourne RR, Restori M, Allan BD. Biometry and formula accuracy with intraocular lenses used for cataract surgery in extreme hyperopia. American Journal of Ophthalmology, 2007;Band 143, S. 920-931

Für die Berechnung nach Haigis gilt zum Einen:

$$n_c = 1,3315$$

$$d_x = 12\text{mm}$$

L = Ultraschallmesswert für die Augenlänge

Des Weiteren wird die optische Vorderkammertiefe d regressiv aus präoperativen akustischen Messwerten bestimmt:

$$d = a_0 + a_1 \text{ VKpr} + a_2 \text{ ALpr}$$

$$\text{mit } a_0 = \text{ACD-Konst} - a_1 \text{ MW(VKpr)} - a_2 \text{ MW(ALpr)}$$

VKpr: präoperative Vorderkammertiefe (Ultraschall-Messwert)

ALpr: (=L) präoperative Achsenlänge (Ultraschall-Messwert)

MW(..): Mittelwerte für VKpr (=3.37) mm und ALpr (=23.39) mm

ACD. Konst: ACD-Konstante des Herstellers

Die Berücksichtigung präoperativer biometrischer Messwerte bei der Herleitung der postoperativen Vorderkammertiefe wurde 1983 erstmalig von Lepper & Trier beschrieben.

Der Zusammenhang zwischen der ACD-Konstanten und der A-Konstanten, die vom Hersteller zur Charakterisierung einer Intraokularlinse angegeben werden, ergibt sich dabei durch (Retzlaff et al, 1990):

$$\text{A-Konstante} = (\text{ACD-Konst} + 68.747) / 0.62467$$

Während die Konstante a0 direkt mit der ACD-Konstanten des Herstellers zusammenhängt, gelten für a1 und a2 folgende Standardwerte:

---

<sup>16</sup>Vgl. Wang JK, Hu CY, Chang SW., Intraocular lens power calculation using the IOLMaster and various formulas in eyes with long axial length, Journal of Cataract and Refractive Surgery, 2008,H. 34, S. 262-267

$$a_1 = 0.4, a_2 = 0.1 \text{ [Haigis, 1995].}^{17}$$

2. Hoffer Q: Mit der Formel wird beschrieben, von welchen Parametern die Brechkraft der IOL abhängt. „Die Hoffer Q-Formel wurde 1993 [Hoffer, 1993] veröffentlicht.“ [22]

$$P = f(A, K, R_x, pACD)$$

A = Achslänge

K = mittlere HH-Brechkraft

$R_x$  = Refraktion

pACD = personalisierter ACD (ACD-Konstante)

„Analog hängt die Refraktion  $R_x$  der Hoffer Q-Formel:

$$R_x = f(A, K, P, pACD)$$

von A, K, P, pACD ab.“ [22]

3. Holladay: Jack T. Holladay ist Präsident des Holladay Lasik Institutes und Professor für Augenheilkunde am Baylor College of Medicine in Houston, Texas. Holladay entwickelte die Holladay-1-Formel 1988. Sie bestimmt die ELP (effective lens position) unter Verwendung der Augenlänge und der Hornhautbrechkraft. In die Holladay-2-Formel, die 1996 entwickelt wurde, gehen 5 weitere Variablen mit ein. Zusätzlich zu AL und K werden noch die Vorderkammertiefe (ACD), die Linsendicke (LT), der horizontale HH-Durchmesser, die Refraktion und das Alter berücksichtigt.<sup>18</sup> Anhand von Tabelle 2 ist zu erkennen, dass die neue Holladay-2-Formel besonders bei extrem kurzen und extrem langen Augen bessere post-refraktive Ergebnisse erzielt als die Holladay-1-Formel. Sie ist eine Weiterentwicklung der Holladay-1 Formel. Die Ergebnisse sind vergleichbar mit der Genauigkeit der Haigis-Formel. Die Holladay-2-Formel gibt es seit 2012 als

---

<sup>17</sup> Vgl. <http://www.augenklinik.uni-wuerzburg.de/uslab/ioltxt/haid.htm>, [Online-Abfrage 29.3.2012]

<sup>18</sup> Vgl. Laura Suarez, What Constitutes a Highly Accurate IOL Power Calculation? Three experts explain their formulas and offer their points of view on the components needed for optimal power calculation, Cataract and Refractive Surgery today Europe, März 2008

Update für den IOL-Master und kann dort zur Linsenberechnung verwendet werden.

4. SRK/T: Die Formel stammt von den Autoren der SRK 1 und II Formeln. Sie ist eine Kombination aus empirischer und theoretischer Formel. Für eine Augenlänge von etwa 22-28mm liefert die Formel gute Ergebnisse. Wenn die Augenlängen jedoch von den Standardwerten abweichen, zeigen sich hohe Abweichungen von der Zielrefraktion (vgl. Tabelle 2).

$$IOL_{amet} = \frac{n_a[n_a r - n_c m1 LOPT - 0,001 REFTGT (V (n_a r - n_c m1 LOPT) + LOPT r)]}{(LOPT - ACD)[n_a r - n_c m1 ACD - 0,001 REFTGT (V(n_a r - n_c m1 ACD) + ACD r)]}$$

$IOL_{amet}$  = Brechkraft der IOL, die eine bestimmte Ametropie erzeugt

LOPT = optische Achslänge

V = HSA (12mm)

$n_a$  = Brechungsindex von KW bzw. Glaskörper = 1,336

$n_c m1 = n_c$ : (fiktiver) Brechungsindex der HH = 1,333

r = HH-Radius

REFTGT = Zielrefraktion

Die verschiedenen oben aufgeführten Formeln basieren zwar alle auf der Formel für dünne Linsen „unterscheiden sich aber deutlich darin, wie reale Messwerte von einem Patienten in die realisierten Variablen L, d und  $D_c$  ... zu übersetzen sind“ [8]. Das ist die Begründung für die Verwendung verschiedener IOL-Formeln. Folgende Tabelle 1 zeigt die Unterschiede zwischen den verschiedenen theoretischen Formeln:

Formel	nc	L	d	IOL-Konstante
SRK/T	1,333	AL+ f(AL)	d(SRK/T)	A-Konstante
Holladay-1	1 1/3	AL+ 0,2	d(Holladay)	sf
Hoffer Q	1,336	AL	d(Hoffer)	pACD
Haigis	1,3315	AL	d(Haigis)	a0, a1, a2

**Tabelle 1: Unterschied verschiedener theoretischer Formeln[8]**

Der Hauptunterschied liegt, wie aus der Tabelle ersichtlich, in der optischen Vorderkammertiefe d. Sie hängt im Wesentlichen von der Erfahrung mit einer IOL in Form der IOL-Konstante ab.<sup>19</sup> Diese Konstante wird von den verschiedenen Autoren unterschiedlich bezeichnet, sie können jedoch alle über einfache lineare Beziehungen ineinander umgeformt werden (Haigis 2002).

Des Weiteren unterscheiden sich die Formeln deutlich in der Abweichung von der Zielrefraktion bei verschiedenen Augenlängen. Die zeigt die folgende Tabelle genauer.

AL in mm	Haigis only a0 optimized	Haigis a0, a1 & a2 optimized	Hoffer Q ACD optimized	Holladay 1 SF optimized	Holladay 2 ACD optimized	SRK/T A-constant optimized
18.00 - 19.99	0.50 D	0.50 D	0.50 D	1.00 D	0.50 D	2.00 D
20.00 - 21.99	0.25 D	0.25 D	0.25 D	0.50 D	0.25 D	1.00 D
22.00 - 25.99	0.25 D	0.25 D	0.25 D	0.25 D	0.25 D	0.25 D
26.00 - 27.99	0.25 D	0.25 D	0.50 D	0.25 D	0.25 D	0.25 D
28.00 - 30.00	0.50 D	0.25 D	0.50 D	0.25 D	0.25 D	0.50 D
Minus power IOLs	1.00 D	0.50 D	1.00 D	0.50 D	0.50 D	1.00 D

**Tabelle 2: Genauigkeit der IOL-Formeln bei unterschiedlichen Augenlängen [23]**

Die Haigis-L-Formel soll an dieser Stelle nur der Vollständigkeit halber aufgeführt werden und nicht ausführlich beschrieben werden. Es handelt sich hierbei um eine Formel, mit der die IOL-Berechnung nach einer Lasik durchgeführt werden kann.

<sup>19</sup> Vgl. W. Haigis, Präoperative Berechnung der Stärke intraokularer Linsen bei Problemaugen, Z. Med. Phys. 2007, H. 17, S.45-54

### 3.6 Vergleich von Ultraschall- und Laserinterferenz-Biometrie

„...Studien haben belegt, dass optische Biometrie mit Laserkohärenzinterferometrie zu signifikant besseren IOL-Stärken Vorhersagen und somit auch zu besseren refraktiven Ergebnissen führt, als die Ultraschallbiometrie.“ [16]

Die folgende Tabelle soll die Vor- und Nachteile sowie die Anwendungsgebiete der beiden Verfahren im Vergleich darstellen.

	<b>akustische Biometrie</b>	<b>optische Biometrie</b>
<b>Anästhesie</b>	Lokalanästhesie notwendig	keine Anästhesie notwendig
<b>Mitarbeit des Patienten</b>	Fixation	Fixation
<b>verwendete Strahlung</b>	Ultraschallwellen	infrarote Strahlung
<b>Messergebnisse im Durchschnitt</b>	beim Kontaktverfahren kürzer als beim Immersionsverfahren durch das Eindellen der Cornea [17]	durchschnittlich länger als bei der akustischen Biometrie im Kontaktverfahren [17]
<b>Messergebnisse bei stark myopen Augen</b>	deutlich ungenauer als bei der optischen Biometrie [8]	wesentlich genauer als bei der akustischen Biometrie [8]
<b>messbare Größen</b>	Hauptsächlich Augenlänge; Weitere Strukturen können zum Auffinden von Tumoren, Netzhautablösungen oder Veränderungen der Augenhöhle untersucht werden.	HH-Dicke Vorderkammertiefe Linsendicke Axiallänge Netzhautdicke Pupillometrie Horizontale Irisbreite (WZW) Exzentrität der visuellen Achse Keratometrie
<b>Art der Messung</b>	Kontakt- oder Immersionsverfahren	berührungslos
<b>Handhabung</b>	nur durch erfahrenes Personal anwendbar	einfache Anwendung
<b>Risiken</b>	Keine Schädigung durch Ultraschall; eventuell können beim Kontaktverfahren Hornhautschäden auftreten	Keine Schädigung durch Lichtstrahlen möglich, keine Infektionsgefahr durch Kontakt mit der Hornhaut
<b>Anwendungsbeschränkung</b>	sehr dichte Katarakt posteriorstaphyloma [2] eyes filled with silicone oil [2]	dichte Katarakt Glaskörpertrübung liegende Körperhaltung Hämophthalmus Fixationsprobleme HH-Narben hintere Schalen trübung

Tabelle 3: Vergleich von akustischer und optischer Biometrie

### 3.7 A-Konstanten-Optimierung

#### 3.4.1 Was ist eine A-Konstante

Bei der A-Konstante handelt es sich um eine individuelle Linsenkonstante, die in allen IOL-Berechnungsformeln mit unterschiedlicher Bezeichnung auftritt. Sie wird auch als IOL-Konstante oder „surgeon factor“ bezeichnet. Jede IOL von jedem Hersteller hat eine andere A-Konstante, welche für jede Berechnungsformel angegeben wird. Durch diese Konstante wird die Intraokularlinse in den verschiedenen Berechnungsformeln repräsentiert:

SRK II und SRK/T: A-Konstante

Hoffer Q: pACD

Holladay-1: sf

Haigis:  $a_0$

„Da alle IOL-Konstanten ineinander umgeformt werden können, gibt es im Prinzip nur eine einzige Konstante (Zahl), die eine gegebene Intraokularlinse im gesamten lieferbaren Stärkenbereich charakterisieren soll, unabhängig von Formfaktor, Optikmaterial, IOL-Durchmesser etc..“ [8]

#### 3.4.2 Notwendigkeit der Optimierung

Jeder Hersteller gibt für die Intraokularlinse eine A-Konstante an, die sich jedoch auf die Messmethode der Ultraschallbiometrie bezieht und nicht auf die Laserinterferenzbiometrie. Dies macht eine Optimierung der A-Konstanten notwendig. Für die in dieser Arbeit optimierte IOL AcrySof SA60At von Alcon werden folgende A-Konstanten angegeben:

Hersteller: A-Konstante = 118,4

SRK II: A-Konstante = 119

SRK/T: A-Konstante = 118,8

Haigis:  $a_0 = -0,148$

$a_1 = 0,227$

$a_2 = 0,182$



Hoffer Q:  $pACD = 5,43$

Holladay:  $sf = 1,65$

Die Konstanten der verschiedenen Formeln wurden dem IOL Master entnommen, bevor diese optimiert wurden. Sie entsprechen den Angaben aus der ULIB- Liste.

Die Optimierung von Intraokularlinsen-Konstanten mit Hilfe des IOLMasters von Zeiss ist eine effektive Methode, um die Vorhersagegenauigkeit von Biometrie- Formeln zu verbessern.

Durch die Verwendung personalisierter/optimierter IOL-Konstanten werden die Effekte der individuellen chirurgischen Technik, der verwendeten Mess- und Operationsausrüstungen sowie individuelle physiologische Unterschiede der operierten Patientenkohorte auf die IOLBerechnung minimiert.<sup>20</sup>

Es gibt eine „User Group for Laser Interference Biometry“ (ULIB), welche die Möglichkeit zum Austausch von Informationen, Neuigkeiten und Ergebnissen anbietet. Diese Gruppe hat sich auf die Optimierung von IOL-Konstanten für den IOL Master von Zeiss spezialisiert. Auch wenn mit Hilfe dieser Optimierung schon deutlich exaktere Ergebnisse erzielt werden, da die Konstanten für die Laserinterferenz-biometrie (LIB) optimiert werden, ist eine individuelle Optimierung für ein best-mögliches Ergebnis vorzuziehen. Über die ULIB ist ebenfalls eine Optimierung möglich, indem die prä- und postoperativen Daten eingegeben werden, aus denen dann von der ULIB die A-Konstanten optimiert werden. Diese Ergebnisse können dann von allen Nutzern der ULIB abgerufen werden und in den IOL Master importiert werden. Nachteil hierbei ist, dass die Optimierung nicht für die eigenen Daten gemacht wird, da sie auf den Daten der anderen Operateure aufbaut und somit nicht auf den einzelnen Operateur und die Operationstechnik zugeschnitten ist. Ziel dieser Arbeit ist es, die A- Konstante einer IOL (AcrySof SA60AT) speziell auf den Operateur und die Messmethoden im Augenzentrum Maus in Köln zu optimieren. Somit wurde die Optimierung selbst mit Hilfe des IOL Masters durchgeführt und dadurch auch die ethnische Verteilung der Patienten berücksichtigt, die in der ULIB nicht mit einbezogen werden.

---

<sup>20</sup>Vgl. Haag-Streit International, Gebrauchsanweisung BiometerLenstar LS 900, 2011

Ziel der Optimierung ist die Verbesserung der Operationsqualität und dadurch auch das Erzielen eines positiven Marketingeffektes.

### 3.4.3 Ablauf der Optimierung

Die Optimierung der A-Konstante für die AcrySof SA60AT erfolgt mit dem IOL Master der Firma Zeiss. Es wurden Daten von 53 Patientenaugen gesammelt, welche die Kriterien für die Optimierung erfüllten. Diese Daten wurden bereits vor der Erstellung dieser Arbeit gemessen und speziell für die Fragestellung dieser Studie von der Verfasserin aufbereitet. Die Daten dieser Patienten wurden in den IOL Master eingegeben und nach der Optimierung wird ausgewertet, welchen Erfolg die Optimierung hat.

Die Optimierung erfolgt im Linsenmanager des IOL Masters. Dort wird der Operateur ausgewählt und bestätigt. Für diese Arbeit wurde als Operateur Dr. Hanneken ausgewählt, da alle Implantationen von ihm durchgeführt wurden. Auf der Eingabemaske erscheinen jetzt die bisher durch die Herstellerangabe berechneten A-Konstanten für alle Berechnungsformeln. Die vorgegebenen Konstanten können über die Schaltfläche „optimieren“ individuell angepasst werden.

Dr. Mustermann : Linse 1

Name:		OP Auge:	
Vorname:		AL:	
Geb. Datum:		R1:	
Meßdatum:		R2:	
ID Nummer:		VKT:	

IOL (dpt):	
post. Ref.:	
OP Datum:	
post. Datum:	

Basis:	<<	neu:
A Konst.: 118	<<	SRK II
A Konst.: 118	<<	SRK/T
a0: 1.273	<<	Haigis
pACD: 4.96	<<	HofferQ
SF: 1.22	<<	Holladay

Datensätze:	
14 .. 22mm:	
22 .. 25mm:	
25 .. 40mm:	
mittlere AL:	
letzte Optim.:	

Laden    Neu    Optimieren    Löschen    OK    Abbrechen

**Abbildung 13: Schaltfläche zur Optimierung der Linsenkonstanten [28]**

Über die Schaltfläche „laden“ werden die 50 Patientenaugen, die vorab ausgewählt wurden, geladen. Wichtig ist, dass alle erforderlichen Daten eingegeben werden. Für jeden Patienten muss die IOL-Stärke und die postoperative Refraktion eingegeben werden. OP-Datum und Datum der postoperativen Untersuchung sind optional, werden jedoch bei Eingabe auf Plausibilität geprüft.<sup>21</sup> Zwischen OP-Datum und postoperativer Refraktion müssen mindestens sechs Wochen liegen, was jedoch nicht geprüft wird. Wenn ein Patientensatz rot hinterlegt ist, fehlen verpflichtende Angaben zur Optimierung. Ist ein Patientensatz gelb hinterlegt, so fehlen die Daten der VKT-Messung und die A-Konstante wird nicht für die Haigis-Formel angegeben. Sind alle Datensätze weiß hinterlegt, kann die Optimierung, die einige Minuten dauert, gestartet werden. Folgende Abbildung zeigt den Bildschirm, nachdem die Optimierung durchgeführt wurde:

<sup>21</sup> Vgl. Zeiss, Bedienungsanleitung IOL Master, 2004

Dr. Mustermann : Linse 1

Mustermann, Helene, 02.02.1941, 01.08.20 Mustermann, Helene, 15.04.1920, 04.08.20 Mustermann, Helga, 03.02.1931, 16.08.200 Mustermann, Hilda, 27.01.1921, 15.08.2000 Mustermann, Hilde, 15.02.1930, 04.08.2000 Mustermann, Hildegard, 05.05.1911, 10.08.1 Mustermann, Ilse, 16.03.1927, 04.08.2000 Mustermann, Ingeborg, 25.09.1930, 14.08.2 Mustermann, Johann, 13.07.1932, 02.08.20 Mustermann, Käthe, 03.10.1914, 14.08.200 Mustermann, Käthi, 18.11.1926, 01.08.2000 Mustermann, Klaus, 09.03.1926, 01.08.2000 Mustermann, Knut, 21.09.1970, 17.08.2000 Mustermann, Lillemor, 18.03.1981, 07.07.20 Mustermann, Ludmilla, 05.08.1939, 04.07.20 Mustermann, Manfred, 09.11.1929, 14.08.21 Mustermann, Marga, 25.10.1929, 07.07.200 Mustermann, Margarethe, 07.04.1915, 04.0 Mustermann, Marianne, 20.09.1918, 08.08.2 Mustermann, Martha, 08.02.1931, 09.08.20 Mustermann, Melitta, 15.08.1926, 15.08.200 Mustermann, Otto, 01.01.1911, 15.09.2000 Mustermann, Regina, 18.07.1920, 04.08.20 Mustermann, Ursula, 02.10.1938, 04.08.200 Mustermann, Ursula, 06.01.1941, 01.08.200 Mustermann, Wally, 12.09.1919, 14.08.2000 Mustermann, Walter, 03.02.1924, 07.07.200 Mustermann, Walter, 22.10.1919, 02.08.200 Mustermann, Waltraut, 17.11.1921, 02.08.2 Mustermann, Waltraut, 29.02.1928, 02.08.2 Mustermann, Werner, 02.09.1919, 07.08.20 Mustermann, Wilhelm, 20.04.1925, 04.08.20 Mustermann, Wilhelm, 26.07.1916, 14.08.20	Name: Mustermann Vorname: Wilhelm Geb. Datum: 26.07.1916 Meßdatum: 14.08.2000 ID Nummer:	OP Auge: OS (links) AL: 21.92 R1: 7.49 x 41 R2: 7.43 VKT: 3.1 IOL (dpt): 23.5 post. Ref.: 1.25 -0.75 x 45 OP Datum: 15.08.2000 post. Datum: 18.09.2000
--	--	--

Basis:		<<		neu:	
A Konst.:	118	<<	119.43	SRK II	
A Konst.:	118	<<	119.33	SRK/T	
a0:	1.273	<<	1.251	Haigis	
pACD:	4.96	<<	5.808	HofferQ	
SF:	1.22	<<	2.046	Holladay	

Datensätze:	46 / 46
14 .. 22mm:	6
22 .. 25mm:	35
25 .. 40mm:	5
mittlere AL:	23.53
letzte Optim.:	

Laden Neu  
 Optimieren Löschen OK Abbrechen

**Abbildung 14: Optimierte Linsenkonstanten [28]**

Die unter Basis aufgeführten Werte stellen die bisher hinterlegten Konstanten dar, unter „neu“ stehen die auf den Operateur optimierten Konstanten für die IOL AcrySof SA60AT. Über die << - Taste werden die optimierten Konstanten für die nächsten Berechnungen übernommen.

Die Optimierung der A-Konstanten ist mit Hilfe des IOL Masters schnell und relativ leicht durchzuführen.

## 4 Material und Methode

### 4.1 Patienten

#### 4.1.1 Patientengut und Kriterien

Es wurden ausschließlich Patienten des Augenzentrums Maus in Köln untersucht. Von Juni 2010 bis Juli 2011 erfüllten 50 Augen die Auswahlkriterien und gingen somit in die Untersuchung ein.

Bedingung für die Auswahl der Patientenaugen war, dass sowohl Operation, als auch die postoperative Untersuchung nach 6 Wochen abgeschlossen sein müssen. Des Weiteren war es wichtig, dass vor der Operation keine Lasik durchgeführt wurde. Es wurden nur Patienten ausgewählt, denen eine AcrySof SA60AT der Firma Alcon implantiert wurde, da die A-Konstanten-Optimierung für diese IOL durchgeführt wurde. Alle Patienten wurden von dem gleichen Operateur operiert. Bei dieser IOL handelt es sich um eine monofokale, hydrophobe Acryllinse mit Optik und Haptik aus einem Guss. Der Durchmesser der Optik beträgt 6mm, die Gesamtlänge 13mm.

Um herauszufinden, bei welchen Augenlängen die Optimierung den größten Erfolg hat, wurden 18 normal lange Augen ( $AL=22-24\text{mm}$ ), 18 lange Augen ( $AL\geq 24\text{mm}$ ) und 14 kurze Augen ( $AL\leq 22\text{mm}$ ) in die Auswahl mit einbezogen. Es handelt sich um 31 weibliche Augen (ca. 62%) und 19 männliche Augen (ca. 38%). Der jüngste Patient ist 50 Jahre alt, der älteste Patient 87 Jahre. Abbildung 13 zeigt die Altersverteilung. Insgesamt wurden 24 rechte Augen und 26 linke Augen operiert.

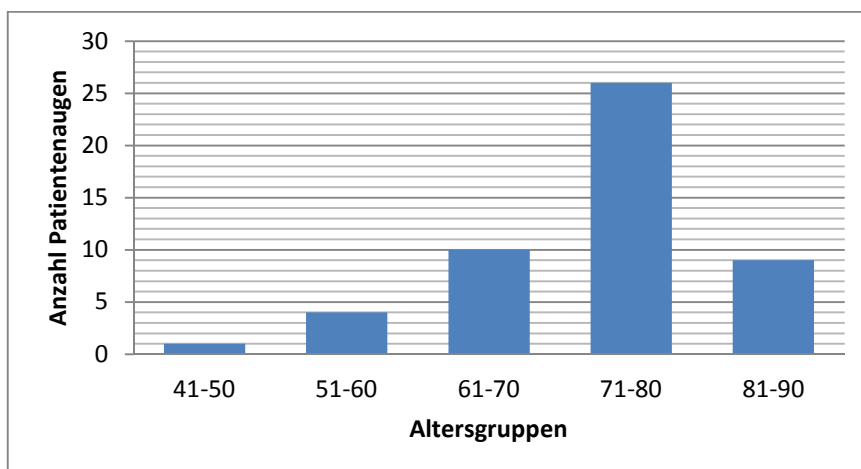


Abbildung 15: Altersverteilung

#### 4.1.2 Patientenablauf

Der Patient kommt zur Kontrolle der Augen ins Augenzentrum Maus. Gegebenenfalls wird der graue Star diagnostiziert. Folgender Ablauf gilt für die Untersuchung:

Voruntersuchung:

- Objektive Refraktion
- Vorhandene Brille ausmessen

Untersuchungen, die von dem Augenarzt durchgeführt werden:

- Anamnese
- $\text{Visus}_{\text{sc}}$ ,  $\text{Visus}_{\text{cc}}$
- Fundusbetrachtung, Messung des IOD, Betrachtung des vorderen Augenabschnitts mit der Spaltlampe
- Diagnose Katarakt und Diagnose erklären
- Aufklärung über Risiken der Operation und der Anästhesie

Untersuchungen, die von dem Augenoptiker/Optommetrist durchgeführt werden:

- Subjektive Refraktion
- Messung mit dem IOL Master und Erstellen einer Topographie
- Information über verschiedene Behandlungsmöglichkeiten (Unter anderem welcher Linsentypimplantiert werden soll)
- Information über den Ablauf der Operation und Terminabsprache
- Berechnung der IOL

Bei den Messungen ist zu berücksichtigen, dass die Karenzzeiten für Kontaktlinsen-träger eingehalten werden müssen. Die Kontaktlinsen sollten mindestens 2 Wochen (bei formstabilen KL 4 Wochen) nicht getragen worden sein, bevor die Messungen durchgeführt werden, da sonst Schwankungen der Sehleistung auftreten können. Vor der Operation dürfen 3 Tage lang keine KL getragen werden.

Alle Daten des Patienten, sowie die Berechnungen der IOL, Zielrefraktion etc., werden im EDV System festgehalten.

## 4.2 Messung und Durchführung

Bei der Refraktion wird höchstens Wert auf eine präzise Messung gelegt. Sie wird entweder mit der Messbrille oder dem Phoropter durchgeführt. Um die Präzision der Refraktion zu gewährleisten, wird sie nur von erfahrenen Augentoptikern durchgeführt. Bei der Messung ist zu beachten, dass der HSA genau 12mm beträgt, da dieser im IOL-Master auf 12mm festgelegt ist und nicht verändert werden kann. Dies ist ein wichtiger Aspekt für die Optimierung der IOL, denn alle Refraktionen, die dort manuell eingegeben werden, müssen auch mit einem HSA von 12mm durchgeführt werden. Nur wenn die Refraktion sehr genau gemacht wird, kann die Linse auch exakt berechnet werden und die gewünschte Zielrefraktion erreicht werden. Somit stellt die präzise Refraktion zusammen mit der Biometrie den wichtigsten Teil der Messungen dar.

Die Visusbestimmung erfolgt sowohl monokular als auch binokular. Der Visus wird ohne und mit Korrektur bestimmt. Anhand der Sehleistung kann in etwa abgeschätzt werden, wie weit die Katarakt fortgeschritten ist. Bereits 1 Tag nach der Kataraktoperation ist die Sehleistung gut, das endgültige Sehvermögen wird jedoch erst 4 Wochen nach der Operation erreicht<sup>22</sup>, weshalb mit der neuen Brillenverordnung 6 Wochen gewartet wird.

Die biometrischen Messungen werden bei allen 50 Patientenaugen mit der Laserinterferenzbiometrie durchgeführt. Zur Messung wird der IOL Master von Zeiss verwendet. Es werden alle erforderlichen Daten wie AL, HH-Radien, VKT ermittelt. Die Messung der Augenlänge hat großen Einfluss auf die Berechnung der IOL und muss daher so präzise wie möglich erfolgen.

Die Zielrefraktion ergibt sich aus den Beratungsgesprächen mit den Patienten. Mit Hilfe des IOL Masters wird dann die IOL ermittelt, mit der die Zielrefraktion am ehesten erreicht wird.

---

<sup>22</sup>Vgl. Dr. Hanneken, Aufklärungstexte für das Augenzentrum Maus, 2008

### 4.3 Auswertung und Statistische Methoden

Für die Auswertung der postoperativen Ergebnisse wird immer die aktuellste postoperative Refraktion genommen, damit die Daten vergleichbar sind.

Bei der A-Konstanten-Optimierung handelt es sich um ein deterministisches Verfahren, welches an einem bestehenden Datenmaterial durchgeführt wird. Da die Ergebnisse der Optimierung nicht zufällig sind, können der t-Test oder ähnliche Methoden, um auf statistische Signifikanz zu prüfen, nicht angewendet werden. Zuerst werden die Abweichungen zwischen Ziel- und Postrefraktion vor und nach der Optimierung berechnet. Dazu wird die Differenz der sphärischen Äquivalente von Postrefraktion und Zielrefraktion gebildet. Um die Veränderung der Ergebnisse nach der Optimierung darzustellen, wird in dieser Arbeit das quadratische Mittel der Abweichungen von der postoperativen Refraktion zu der Zielrefraktion berechnet und verglichen. Im Gegensatz zum geometrischen Mittelwert, werden bei dem quadratischen Mittel größere Abweichungen stärker berücksichtigt, als kleinere und haben somit einen größeren Einfluss. Das quadratische Mittel berechnet sich wie folgt:

$$\text{QMW} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2}{n}}$$

Es wird zusätzlich der Mittelwert (arithmetisches Mittel) von der Abweichung nach der Optimierung gebildet, um die Aussage von Dr. Haigis zu prüfen, nach der ein mittlerer Vorhersagefehler von 0 dpt resultiert, wenn eine A-Konstanten-Optimierung durchgeführt wird. Der arithmetische Mittelwert berechnet sich wie folgt:

$$\bar{x}_{\text{arithm}} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = \frac{x_1 + x_2 + \dots + x_n}{n}$$

Nach der A-Konstanten-Optimierung ergibt sich für die Daten dieser Arbeit ein mittlerer Fehlerwert von -0,158dpt bei einer Standardabweichung von 0,84dpt.

Nach Haigis bleibt nach der Optimierung der IOL-Konstanten ein mittlerer Vorhersagefehler von 0dpt mit einer Standardabweichung, die typische Werte von +-0,5dpt bis +-0,7dpt annimmt.<sup>23</sup> Folgende Tabelle soll die korrekten

---

<sup>23</sup> Vgl. W. Haigis, Präoperative Berechnung der Stärke intraokularer Linsen bei Problemaugen, Z. Med. Phys. 2007, H. 17, S.45-54



Refraktionsvorhersagen nach Optimierung einer AcrySof SA60AT nach Haigis darstellen:

korrekte Refraktionsvorhersagen	$\sigma = \pm 1,0 \text{ dpt}$	$\sigma = \pm 0,5 \text{ dpt}$	$\sigma = \pm 0,25 \text{ dpt}$
innerhalb $\pm 0,25 \text{ dpt}$	19,74%	38,29%	68,27%
innerhalb $\pm 0,50 \text{ dpt}$	38,29%	68,27%	95,45%
innerhalb $\pm 1,00 \text{ dpt}$	68,27%	95,45%	99,99%
innerhalb $\pm 2,00 \text{ dpt}$	95,45%	99,99%	100,00%

**Tabelle 4: Korrekte Refraktionsvorhersagen unter optimierten Bedingungen [27]**

Nach der Aussage von Dr. Haigis müsste nach der Optimierung der A-Konstante also ein geringerer Fehlermittelwert resultieren. Um aufzuklären, warum sich bei der durchgeführten Optimierung ein mittlerer Fehlerwert von -0,158dpt ergibt, hat der Verfasser dieser Arbeit diesbezüglich Rücksprache mit Dr. Haigis gehalten und den Grund für die Differenz herausgefunden. Die Erklärung für diese Abweichung ist ein Rundungsfehler. Im IOL Master wird die Zielrefraktion auf 2 Nachkommastellen gerundet und angegeben. Durch diese Rundungsfehler im IOL Master, kleine Messfehler bei der Augenlänge oder sehr geringe Abweichungen in der Refraktion kann es zu einer Fehlersummierung kommen. Durch diese Fehlersummierung entsteht bei dieser Optimierung ein Fehlermittelwert, der höher ist, als von Dr. Haigis angegeben. Dr. Haigis hat die Daten dieser Studie auf Grund der Differenz selbst optimiert, ohne sie, wie im IOL Master, auf 2 Nachkommastellen zu runden, und kommt auf eine mittlere Abweichung von nur -0,02dpt. Dieses Ergebnis stimmt mit seinen Angaben, durch die Optimierung erreiche man eine Abweichung von 0dpt fast überein. Leider stehen dem Verfasser dieser Arbeit die optimierten Daten von Dr. Haigis nicht zur Verfügung.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Optimierte A-Konstanten für AcrySof SA60AT

Folgende Tabelle zeigt die optimierten A-Konstanten der AcrySof SA60AT im Vergleich zu den angegebenen Konstanten.

	alte Konstanten	optimierte Konstanten
<b>SRK II</b>	119	119
<b>SRK/T</b>	118,8	118,6
<b>a0</b>	-0,148	0,286
<b>a1</b>	0,227	0,254
<b>a2</b>	0,182	0,157
<b>pACD</b>	5,43	5,4
<b>sf</b>	1,65	1,62

**Tabelle 5: Vergleich der Konstanten der AcrySof SA60AT**

Es ist zu erkennen, dass die Optimierung der A-Konstante den größten Unterschied bei der Konstanten a0 ausmacht.

## 5.2 Differenz zur Postrefraktion ohne und mit Optimierung insgesamt

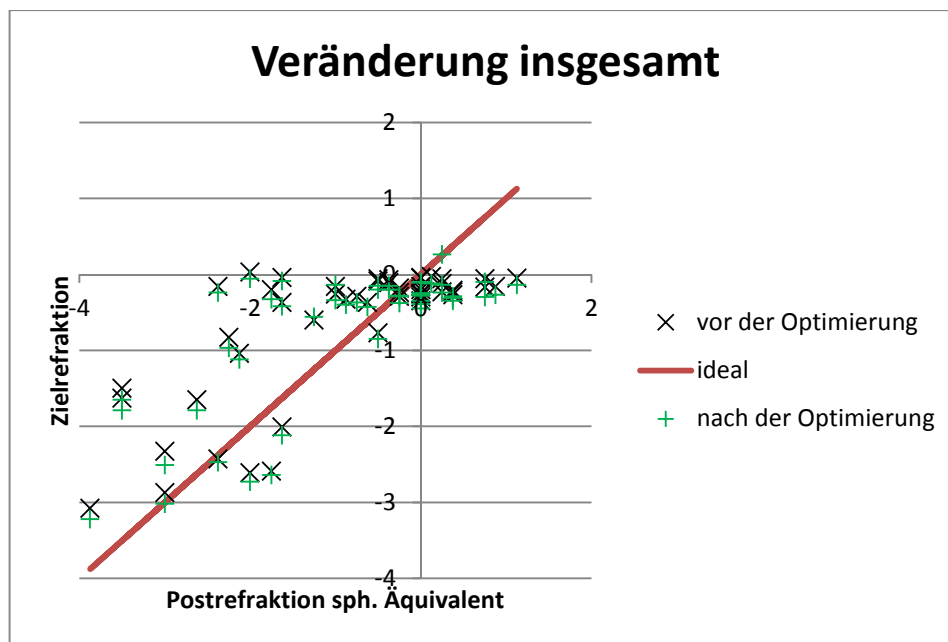
	normal lange Augen			lange Augen			kurze Augen	
Nr	vor	nach	Nr	vor	nach	Nr	vor	nach
	Optimierung			Optimierung			Optimierung	
1	0,310	0,390	19	-1,550	-1,420	37	0,050	0,100
2	-0,545	-0,475	20	0,585	0,665	38	0,350	0,390
3	-1,085	-1,005	21	-0,670	-0,490	39	0,810	0,850
4	0,270	0,350	22	-0,410	-0,300	40	-0,740	-0,660
5	-0,070	0,030	23	-0,010	0,040	41	-2,030	-1,940
6	-0,440	-0,350	24	-0,255	-0,195	42	-2,215	-2,135
7	-0,305	-0,225	25	-1,870	-1,710	43	0,840	0,890
8	1,035	1,145	26	0,160	0,260	44	0,055	0,095
9	1,175	1,265	27	-0,265	-0,175	45	-0,840	-0,860
10	0,155	0,245	28	-0,795	-0,655	46	-0,650	-0,690
11	0,040	0,130	29	-0,130	0,020	47	-1,255	-1,205
12	0,040	0,110	30	0,370	0,490	48	-1,585	-1,535
13	-0,460	-0,380	31	0,920	1,050	49	0,605	0,685
14	0,260	0,280	32	-0,975	-0,835	50	0,645	0,725
15	0,480	-0,010	33	-2,000	-1,850			
16	-1,420	-1,280	34	0,250	0,350			
17	0,300	0,450	35	0,385	0,495			
18	0,200	0,250	36	0,610	0,730			

**Tabelle 6: Differenzen zur Postrefraktion**

Vor der Optimierung ergibt sich eine Abweichung im quadratischen Mittel von der Zielrefraktion von 0,9044dpt. Nach der Optimierung der A-Konstante für dieselbe Vergleichsgruppe ergibt sich eine Abweichung von der Zielrefraktion im quadratischen Mittel von 0,8752dpt. Somit kann die Abweichung von der Zielrefraktion mit Hilfe der Optimierung um etwa 0,0292dpt. verbessert werden. Der Wert scheint nicht besonders hoch zu sein, da eine Verbesserung von 0,0292dpt von den Patienten nicht bemerkt wird. Dieser Wert stellt jedoch lediglich die Verbesserung im quadratischen Mittel dar. Für einen einzelnen Patienten kann die Optimierung einen größeren Vorteil bringen.

Wie im oberen Teil bereits erläutert, ergibt sich nach der Optimierung von Dr. Haigis ohne gerundete Werte eine wesentlich geringere Differenz zur postoperativen Refraktion (mittlerer Fehlerwert von -0,02dpt). Dies stellt eine enorme Verbesserung dar und zeigt, dass eine solche personalisierte A-Konstanten-Optimierung für jede IOL durchgeführt werden sollte. Für Augenzentren bei denen die Abweichung der postoperativen Refraktion zur Zielrefraktion ohne Optimierung höher ist, als im Augenzentrum Maus, wird die personalisierte Optimierung der A-Konstante noch eine weitaus größere Verbesserung darstellen.

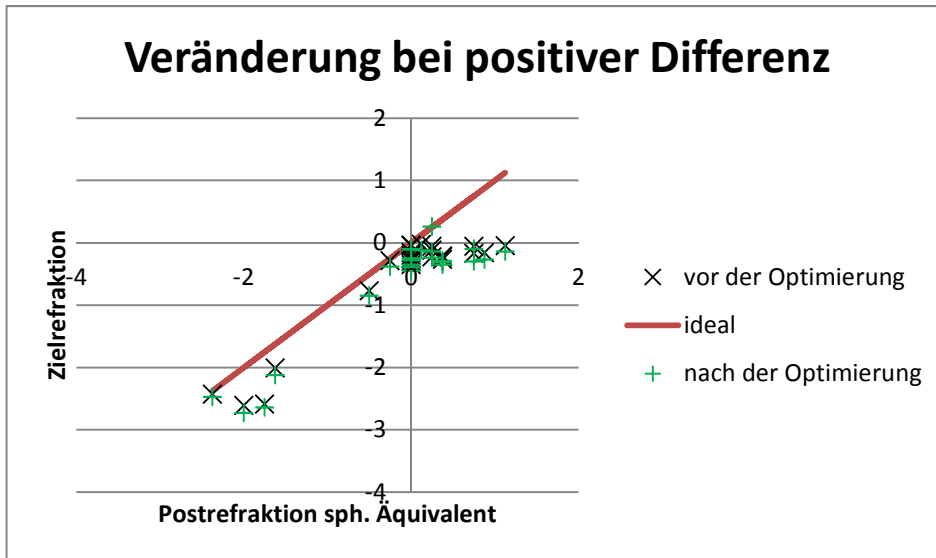
### 5.3 Erfolg der Optimierung für jeden Einzelnen



**Abbildung 16: Veränderung durch die Optimierung für alle Augen**

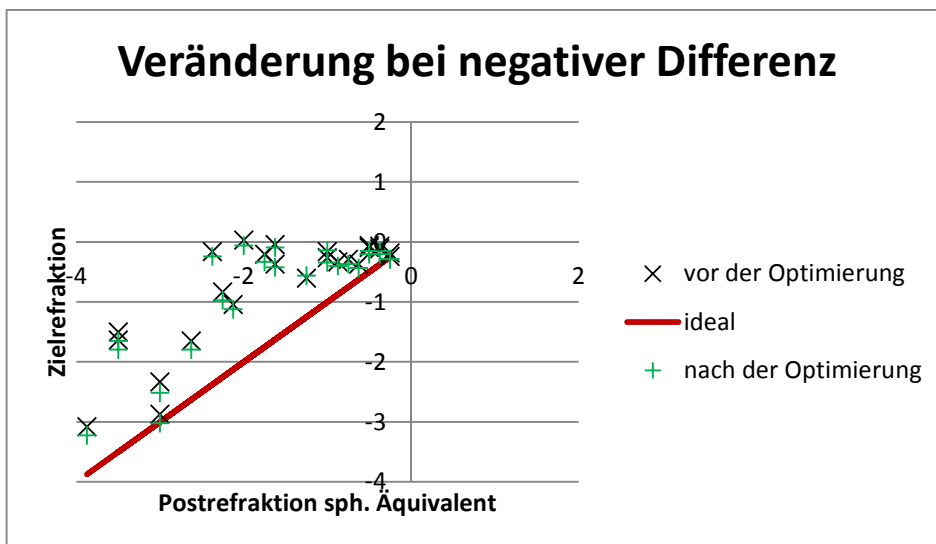
Die rote Linie stellt den Idealzustand dar, wenn keine Differenz zwischen der postoperativen Refraktion und der Zielrefraktion vorhanden wäre. Die schwarzen Datenpunkte zeigen die Differenz zwischen postoperativer Refraktion und Zielrefraktion vor der Optimierung und die grünen Punkte die Differenz nach der Optimierung. Es ist zu erkennen, dass oberhalb der roten Linie eine Verbesserung auftritt, da die grünen Datenpunkte näher am Idealzustand liegen. Unterhalb der roten Linie tritt hingegen eine Verschlechterung auf, da die Daten nach der Optimierung weiter vom Idealzustand entfernt liegen als vor der Optimierung. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Zielrefraktion sich in allen Fällen durch die Optimierung der A-Konstante stärker in Richtung „minus“ verändert. Bei Patienten, die vor der

Optimierung eine positive Differenz zwischen postoperativer Refraktion und Zielrefraktion haben, wird die Differenz nach der Optimierung grösser.



**Abbildung 17: Veränderung bei positiver Differenz zwischen postoperativer Refraktion und Zielrefraktion**

Nach der Optimierung ist die Differenz zwischen Idealzustand und Ist- Zustand grösser als vor der Optimierung. Bei Patienten mit einer negativen Differenz vor der Optimierung ist der Effekt genau umgekehrt.



**Abbildung 18: Veränderung bei negativer Differenz zwischen postoperativer Refraktion und Zielrefraktion**

Hier zeigt sich eine Verbesserung. Die Differenz zwischen Idealzustand und Ist-Zustand ist kleiner als vor der Optimierung.

Insgesamt ist zu erkennen, dass die Auswirkung der A-Konstanten-Optimierung von Auge zu Auge variiert. Die A-Konstanten-Optimierung ist eine gute Methode, um in Zukunft die Operationsgenauigkeit noch zu verbessern, das Verfahren muss jedoch noch überarbeitet werden, um vor jeder Operation genau sagen zu können, welchen Erfolg die Optimierung für den konkreten Fall erzielt.

#### **5.4 Erfolg der Optimierung bei unterschiedlichen Augenlängen**

Augenlängen < 22mm werden in dieser Studie als kurze Augen bezeichnet. Die Optimierung der kurzen Augen ergibt eine Abweichung von der Zielrefraktion im quadratischen Mittel von 1,0844dpt im Vergleich zur Abweichung ohne Optimierung von 1,1039dpt. Dadurch ergibt sich eine Verbesserung der postoperativen Refraktion von 0,0196dpt.

Augenlängen zwischen 22 und 25mm werden als normal lange Augen bezeichnet. Hier ergibt sich eine Abweichung im quadratischen Mittel von der Zielrefraktion von 0,6151dpt im Vergleich zur Abweichung vor der Optimierung von 0,6267dpt. Durch die Optimierung verbessert sich die Abweichung um 0,0119dpt.

Augenlängen > 25mm werden als lange Augen bezeichnet. In dieser Vergleichsgruppe ergibt sich eine Abweichung im quadratischen Mittel von der Zielrefraktion von 0,8381dpt im Vergleich zur Abweichung vor der Optimierung von 0,8877dpt. Hier zeigt sich eine Verbesserung von 0,0497 dpt.

Es ist zu erkennen, dass die A-Konstanten-Optimierung bei den Augenlängen über 25mm den größten Erfolg bringt. Bei den „normalen“ und den „kurzen“ Augen bringt die Optimierung vergleichsweise wenig Erfolg.

## 5.5 Auswirkungen auf die Stärke der IOL

Für alle 50 Patientenaugen wurde die IOL Stärke und die Zielrefraktion nach Implantation dieser IOL nach Haigis vor und nach der Optimierung der Konstanten mit Hilfe des IOL Masters berechnet und ausgewertet. Diese Studie wurde auf die Auswertung der Haigis-Formel begrenzt, da diese für alle Augenlängen die präzisesten Ergebnisse liefert. Zu beachten bei dieser Auswertung ist, dass nicht bei allen Patienten die gewünschte Zielrefraktion 0dpt war.

Die Auswertung ergibt, dass bei 8 von 50 Augen (= 16%) auf Grund der Optimierung eine Intraokularlinse anderer Stärke implantiert worden wäre, die näher an der gewünschten Zielrefraktion liegt. Bei allen 8 Augen wäre die neue Intraokularlinse 0,5 dpt schwächer geworden. Bei den restlichen Augen bringt die Optimierung eine geringere Abweichung zur gewünschten Zielrefraktion, es müsste jedoch nach Angaben des IOL Masters keine andere IOL implantiert werden. Dies könnte jedoch daran liegen, dass die Stufung der IOL Stärke nur 0,5dpt beträgt und der IOL Master wie oben aufgeführt rundet. So könnte sich ein Patient vor der Optimierung am oberen Rand des Stärkenbereichs der IOL befinden und nach der Optimierung am unteren Rand der gleichen Stärke. Dort müsste laut IOL Master dann keine andere Stärke implantiert werden. Für Premium IOL, die kleinere Stufungen als 0,5dpt anbieten, müsste gegebenenfalls auch bei den restlichen 42 Augen eine andere IOL implantiert werden.

Dieses Ergebnis zeigt, wie wichtig die personalisierte A-Konstanten-Optimierung in Zukunft werden kann, da Speziallinsen und präziseste Messungen immer mehr an Bedeutung gewinnen.

## 5.6 Anzahl myoper und hyperoper Zielrefraktionen

Vor der Optimierung der A-Konstanten hat nur 1 von 50 Augen eine hyperope Zielrefraktion. Bei den anderen 49 Augen ist die Zielrefraktion myop. Dies ist darauf zurückzuführen, dass im Augenzentrum Maus bei der Berechnung und Auswahl der IOL darauf geachtet wird, dass der Patient nach der Operation eher leicht im Minus landet als leicht hyperop zu werden, da eine leicht myope Restrefraktion sowohl das Lesen bei Presbyopie, als auch das Raumsehen erleichtert.

Wenn man sich die postoperativen Ergebnisse anschaut, haben 11 von 50 (= 22%) Augen eine hyperope postoperative Refraktion bezogen auf das sphärische Äquivalent.

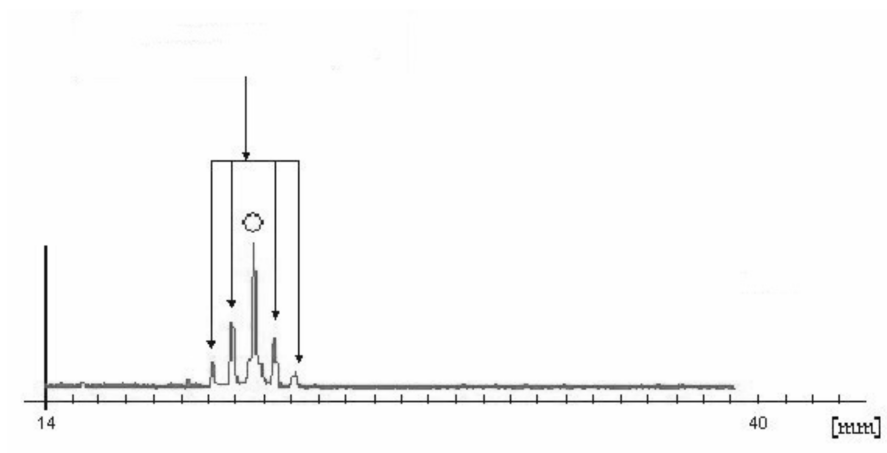
Zu beachten ist hierbei, dass nicht bei allen 50 Patientenaugen die Zielrefraktion 0dpt beträgt. Bei einigen Patienten liegt die Zielrefraktion zwischen -1dpt und -3dpt, damit sie nach der Operation zwar eine Brille für die Ferne benötigen, für die Nähe jedoch ohne Brille auskommen.



## 6 Diskussion

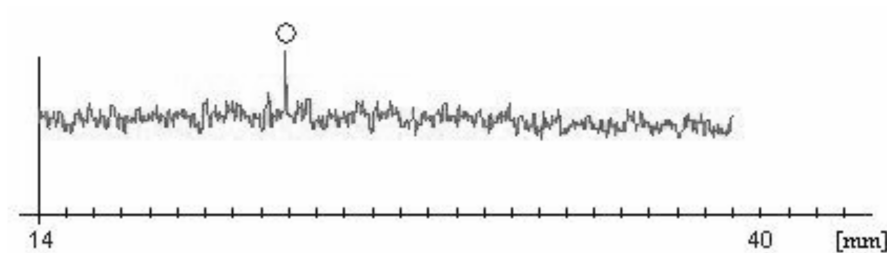
### 6.1 Messung der Hornhautradialen und der Achslänge

Die Messung der Achslänge und der Hornhautkrümmung wird im IOL Master in einem Messschritt durchgeführt. Der Patient muss während der Messung auf den roten Fixierpunkt schauen. Kann der Patient das Fixierlicht nicht wahrnehmen, soll er nur geradeaus in das Gerät blicken. Dies gilt für alle Messungen. Auf dem Display wird ein Fadenkreuz mit einem Kreis in der Mitte angezeigt. Das Gerät wird so ausgerichtet, dass sich der Reflex des Justierlichtes innerhalb des Kreises befindet. Die optimale Messeinstellung wird für den Untersucher über eine Ampelanzeige signalisiert. Im Automatikmodus wird die Messung durchgeführt, sobald die Ampel grün ist. Die Messung kann auch manuell ausgelöst werden. Es muss darauf geachtet werden, dass der Patient richtig fixiert, da es sonst zu einer Fehlmessung kommen kann. Sollte der Patient auf Grund seiner schlechten Sehleistung nicht fixieren können, kann auch durch eine Brille gemessen werden, was jedoch vermerkt werden muss. Bei sorgfältiger Arbeit entstehen dadurch keine Messfehler. Eine Messung durch Kontaktlinsen führt zu falschen Ergebnissen. Es werden drei Messungen der Hornhautkrümmung durchgeführt und der Mittelwert im entsprechenden Anzeigenfeld neben dem Videobild angezeigt. Wenn beide Augen gemessen sind, wird die Differenz von rechtem zu linkem Auge geprüft. Bei zu großen Abweichungen muss die Messung noch einmal wiederholt werden. Danach werden automatisch fünf Einzelmessungen der Achslänge durchgeführt. Im Anzeigenfeld wird der Achslängenmesswert des Einzelsignals angezeigt und der Messwert aus der Gesamtauswertungskurve angezeigt. Als Maßzahl für die Qualität der Messung dient das Signal-Rausch-Verhältnis (SNR). Dabei wird der Abstand des Nutzsignales zum störenden Rauschen gemessen. Messungen bei denen das SNR im Bereich von 1,6 ... 1,9 liegt, werden mit einem Ausrufezeichen hinter dem Messwert gekennzeichnet, da ein unsicherer Messwert vorliegt. Bei stärker getrübbten Linsen ist es manchmal notwendig das Gerät zu defokussieren. Der Reflex kann so groß gewählt werden, dass er dem Kreis auf dem Display entspricht. Sind damit immer noch keine Messungen möglich, kann wieder fokussiert werden und durch Höhenvariation der Reflex an den unteren und/oder oberen Rand des Kreises auf dem Display gestellt werden. Wenn beide Augen gemessen worden sind, wird auch die Differenz der Achslängen von rechtem zu linkem Auge überprüft. Ist die Differenz größer als 0,3mm muss der Messwert erneut geprüft werden.



**Abbildung 19: Beispiel für ein gutes Signal-Rausch-Verhältnis (>10)**

- mehrere Nebenmaxima
- ungetrübtes Auge, richtig fixierender Patient
- geringe Fehlsichtigkeit
- vom Untersucher richtig eingestelltes Gerät



**Abbildung 20: Beispiel für ein unsicheres SNR-Verhältnis**

Solche Messungen sind unsicher oder werden als Fehler gekennzeichnet und müssen wiederholt werden.<sup>24</sup>

<sup>24</sup>Vgl. Augenzentrum Maus, Schulung intern, PDF

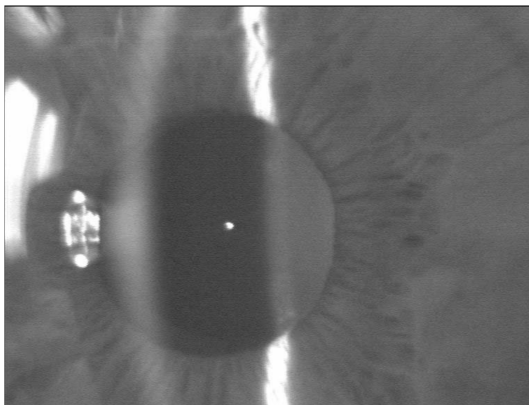
## 6.2 Messung der Vorderkammertiefe

Unter der Vorderkammertiefe wird beim IOL Master der Abstand vom vorderen Hornhautscheitel bis zum vorderen Linsenscheitel verstanden. Der angezeigte Abstand enthält somit die Hornhautdicke.

Für die Messung der Vorderkammertiefe wird automatisch die seitliche Spaltbeleuchtung eingeschaltet. Diese erscheint dem Patienten subjektiv sehr hell. Der Patient muss weiterhin auf das Fixierlicht schauen.

Das Gerät wird so justiert, dass:

- das Bild des Fixierpunktes optimal scharf im Rechteck auf dem Display erscheint.
- das Streubild der Hornhaut nicht von Reflexen gestört ist, da die Messung sonst fehlerhaft ist.
- die Linsenvorderkante optimal sichtbar ist. Das Fixierpunktbild muss zwischen Hornhaut und Linse liegen. Es sollte nahe am Linsenschnittbild liegen. Die Hornhaut wird dabei systembedingt unscharf abgebildet.



**Abbildung 21: Optimale Einstellung am IOL Master für die Messung der VKT**

Auch hier wird die Messung im Automatikmodus durchgeführt, sobald die Ampel grün ist. Es kann genau wie bei der Messung der Augenlänge in den manuellen Modus umgeschaltet werden. Wichtig bei dieser Messung ist, dass der Patient auf das Fixierlicht schaut und nicht in den Spaltprojektor, der während der Messung flackert. Die Vorderkammertiefenmessung kann beliebig oft wiederholt werden. Vorhergehende Messwerte werden dann überschrieben.<sup>26</sup>

### 6.3 Angabe der postoperativen Refraktion

Eine stabile postoperative Refraktion kann 6 Wochen nach der Operation des grauen Stars erwartet werden.<sup>25</sup> Für die Auswertung dieser Daten wurde immer die aktuellste postoperative Refraktion verwendet. Es wurde darauf geachtet, dass die Refraktion nach der OP von dem gleichen Untersucher durchgeführt wird, wie die Messung vor der OP, um die Werte vergleichbar zu machen. Auch hier muss darauf geachtet werden, dass der HSA von 12mm eingehalten wird. Um die Abweichung zur Zielrefraktion auszuwerten wurde das sphärische Äquivalent mit:

$$\text{sph. Äquivalent} = \text{sph} + 1/2 * \text{cyl}$$

der postoperativen Refraktion gebildet.

### 6.4 Einfluss von Befunden und Diagnosen

Für diese Studie wurden Patienten ausgewählt, deren Augen, abgesehen von dem grauen Star, keine weiteren Krankheiten oder Auffälligkeiten aufweisen. Des Weiteren wurde darauf geachtet, dass bei den Patienten vorher keine anderen Operationen oder Eingriffe, wie zum Beispiel eine LASIK, am Auge durchgeführt wurden. Somit kann sichergestellt werden, dass Augenerkrankungen oder Auffälligkeiten keinen Einfluss auf die Ergebnisse dieser Studie hat.

### 6.5 Klinische Relevanz

In dieser Arbeit wurden Daten von bereits operierten Patienten verwendet. Für diese Daten wurde die A - Konstanten optimiert und die Differenz zwischen den Daten ohne und mit Optimierung verglichen. Dieses mathematische Vergleichsmodell minimiert im Nachhinein die Abweichung zu den Daten ohne Optimierung. Um die klinische Relevanz genau zu prüfen, müsste ein vergleichbares Patientenkollektiv selektiert werden und dieses müsste mit den personalisierten Konstanten operiert werden. Dann würde das quadratische Mittel neu berechnet, verglichen und geprüft, ob der Unterschied rein zufällig oder statistisch signifikant ist.

---

<sup>25</sup>Vgl. Dr. Hanneken, Aufklärungstexte für das Augenzentrum Maus, 2008

## 6.6 Herausforderungen

Die Schwierigkeit bei der Auswahl der Patienten war hauptsächlich kurze Augen ( $AL < 22 \text{ mm}$ ) zu finden, bei denen eine AcrySof SA60AT implantiert wurde.

Weitere Probleme treten bei der Datenverarbeitung des IOL Masters mit dem Datenverarbeitungssystem IFA, welches im Augenzentrum Maus angewendet wird, auf. Da der IOL Master zu dem Zeitpunkt der Optimierung keine Schnittstelle mit dem IFA-Programm auf dem Computer hat, ist eine einfache Datenverarbeitung unmöglich. Alle Daten, die mit Hilfe des IOL Masters ermittelt werden, erfordern eine zeitaufwändige Eingabe in Excel oder vergleichbaren Programmen.

Bei folgenden Studien dieser Art sollte darauf geachtet werden, dass bei den selektierten Patienten alle Daten ermittelt werden. Die erspart Zeit und mehrfache Optimierungsanläufe. Nicht bei allen Patientenaugen lagen zu Beginn alle erforderlichen Daten vor. Da die Auswertung dieser Optimierung sich hauptsächlich auf die Haigis-Formel konzentriert, ist die Messung der Vorderkammertiefe zwingend erforderlich. Bei den Patienten, bei denen die VKT fehlte, musste entweder die Messung der Vorderkammertiefe nachgeholt werden oder neue Patienten mit der entsprechenden Augenlänge selektiert werden, um die Optimierung erneut durchzuführen.

Die Messung mit dem IOL Master ist einfach, die Weiterverarbeitung kann jedoch noch verbessert werden. Die Daten können auf einem USB-Stick gespeichert werden, die Öffnung ist jedoch passwortgeschützt. Dieses muss bei der Firma Zeiss erfragt werden, was die Verarbeitung weiter erschwert.

## Literaturverzeichnis

- [1] Gerhard K. Lang, Augenheilkunde, Thieme Verlag, 4. überarbeitete Auflage, Stuttgart 2008, S. 162
- [2] Ashwin/ Pammal T/ Shah/ Sunil/Wolffsohn/ James S, Advances in cataract surgery, Clinical & experimental optometry, Journal of the Australian Optometrical Association, 2009, Band 92, H. 4, S. 333
- [3] Carl Zeiss AG: Meilensteine, Innovation 17, 2006
- [4] <http://www.sehkraft.de/premium-linsen/kataraktchirurgie.html>, Sehkraft Matthias Maus/ Bianka Rast GbR, [Online-Abfrage: 07.03.2012]
- [5] <http://www.augentis.de/intraokularlinsen/multifokallinse/>, AUGENTIS GmbH, [Online-Abfrage: 07.03.2012]
- [6] Augenzentrum Maus, Schulung intern, PDF
- [7] <http://www.meditec.zeiss.de/c12575e40032a96b/Contents-Frame/d8e6d4afdbc8cacdc125770400215d00>, Carl Zeiss Meditec AG, [Online-Abfrage 13.03.2012]
- [8] W. Haigis, Präoperative Berechnung der Stärke intraokularer Linsen bei Problemaugen, Z. Med. Phys. 2007, H. 17, S.45-54
- [9] Gerhard K. Lang, Augenheilkunde, Thieme Verlag, 4. überarbeitete Auflage, Stuttgart 2008, S. 429
- [10] <http://www.optik-reinke.de/lexikon.htm>, Jens Reinke, [Online-Abfrage 16.03.12]
- [11] Kohnen, T., Journal Cataract and Refractive Surgery, 1996, H. 22, Supplement 2,
- [12] Eckart, Illustrierte Geschichte der Medizin, Von der französischen Revolution bis zur Gegenwart, Springer Verlag, Heidelberg 2011, S.290
- [13] A.J. Augustin, Augenheilkunde, Springer Verlag, 2. komplett überarbeitete und erweiterte Auflage, Berlin Heidelberg 1997,2001, S. 1062
- [14] Hans Christoph Niesel/ Hugo von Aken, Lokalanästhesie, Regionalanästhesie, Regionale Schmerztherapie, Thieme Verlag, 2. überarbeitete Auflage, Stuttgart 1994,2003, S. 511
- [15] Marcel Baumann, Interne Bilder der Firma Mediconsult

- [16] Findl O/ Drexler W/Menapace R/ Heinzl H/Hitzenberger CK/ Fercher AF, Improved prediction of intraocular lens power using partial coherence interferometry, Journal of Cataract and Refractive Surgery, 2001, H. 27, S. 861-867
- [17] BjelosRoncevic/ Basic/ Cima/ KuzmanovicElabjer/ Biljana/ Bosnar/ Miletic, Comparison of optical low-coherence reflectometry and applanation ultrasound biometry on intraocular lens power calculation, Graefe's archive for clinical and experimental ophthalmology, 2011, Band 249, H. 1, S. 69-75
- [18] <http://www.meditec.zeiss.de/C125679E00510B81/Contents-Frame/92BDB217719F7F39C125726400283340>, Carl Zeiss Meditec AG, [Online-Abfrage 23.3.2012]
- [19] American Journal of Ophthalmology, 1998, Band 126, H. 4 , S. 524-534
- [20] [http://www.charite.de/medinfo/Studium/Vorlesung/8Wahllehrveranstaltung/JB-Bildgebende%20Verfahren/Teil\\_09\\_US.pdf](http://www.charite.de/medinfo/Studium/Vorlesung/8Wahllehrveranstaltung/JB-Bildgebende%20Verfahren/Teil_09_US.pdf), Jürgen Braun - Institut für Medizinische Informatik, [Online-Abfrage 26.03.2012]
- [21] <http://www.onjoph.com/english/seitziol.html>, [Online-Abfrage 26.03.2012]
- [22] <http://www.augenklinik.uni-wuerzburg.de/uslab/ioltxt/hofferqd.htm>, [Online-Abfrage 26.03.2012]
- [23] <http://doctor-hill.com/iol-main/formulas.htm>, [Online-Abfrage 29.3.2012]
- [24] Steven Daily, The Origins of Laser Cataract Surgery, Cataract & Refractive Surgery Today, March 2011
- [25] Friedmann/ Palanker/ Schuele/ Andersen/ Marcellino/ Seibel/ Batlle/ Feliz/ Talamo/Blumenkranz/ Culbertson, Femtosecond Laser Capsulotomy, Journal of Cataract Refractive Surgery, 2011, H. 37, S. 1189-1198
- [26] Sabirin/ Sin, Intraocular Lens (IOL) Implantation, Hydrophilic Acrylic versus hydrophobic acrylic, Health Technology Assessment Report, 2009
- [27] Haigis, W., Biometrie
- [28] Zeiss, Bedienungsanleitung IOL Master
- [29] [www.iol-info.com](http://www.iol-info.com), Alexander Weißelburg, Dr. med. Jörn Kuchenbecker, [Online-Abfrage 11.4.12]

## Anhang und Anlagen

### Übersicht der Daten

Patientendaten				Augenparameter						Operationsdaten		Postrefraktion					Zielrefraktion		Auswertung	
Nr	Auge	Geb.	Unter- suchung	al	r1	r2	Achse	ACD	WZW	iold	Datum	Datum	sph	cyl	Achse	sph Äquiv.	vor	nach	vor	nach
																	Optimierung		Optimierung	
1	R	29.01.33	23.12.10	22,84	7,49	7,42	131	3,00	11,92	21,0	25.02.11	31.05.11	1,00	-1,50	80	0,250	-0,06	-0,14	0,310	0,390
2	L	29.01.33	23.12.10	22,72	7,53	7,39	80	3,28	11,71	22,0	31.05.11	14.06.11	0,00	-1,75	91	-0,875	-0,33	-0,40	-0,545	-0,475
3	R	22.02.37	14.12.10	22,08	7,95	7,57	5	2,79	11,91	27,5	23.03.11	11.05.11	-1,75	-0,75	20	-2,125	-1,04	-1,12	-1,085	-1,005
4	L	22.02.37	14.12.10	22,23	7,95	7,68	5	2,84	12,00	27,0	25.02.11	11.05.11	-0,50	0,00	0	-0,500	-0,77	-0,85	0,270	0,350
5	R	19.06.32	08.09.10	23,58	7,77	7,75	30	3,06	12,18	21,0	17.11.10	17.03.11	-0,25	0,00	0	-0,250	-0,18	-0,28	-0,070	0,030
6	L	19.06.32	08.09.10	23,54	7,77	7,62	29	3,15	12,10	20,5	16.03.11	31.03.11	-0,50	0,00	0	-0,500	-0,06	-0,15	-0,440	-0,350
7	L	26.01.35	01.12.10	23,08	7,41	7,33	0	3,20	11,40	19,5	15.02.11	14.06.11	0,00	-0,75	81	-0,375	-0,07	-0,15	-0,305	-0,225
8	R	14.11.35	14.07.10	22,66	7,60	7,43	92	2,35	11,50	22,0	04.08.10	14.06.11	2,00	-2,25	91	0,875	-0,16	-0,27	1,035	1,145
9	L	14.11.35	14.07.10	22,66	7,59	7,44	82	2,68	11,51	22,0	11.01.11	14.06.11	1,75	-1,25	78	1,125	-0,05	-0,14	1,175	1,265

Tabelle 7: Datenerfassung normal lange Augen-Teil 1



Patientendaten				Augenparameter						Operationsdaten		Postrefraktion					Zielrefraktion		Auswertung Differenz zur	
Nr	Auge	Geb.	Unter- suchung	al	r1	r2	Achse	ACD	WZW	iold	Datum	Datum	sph	cyl	Achse	sph Äquiv.	vor	nach	vor	nach
																	Optimierung		Optimierung	
10	R	18.06.28	13.10.10	23,02	7,47	7,38	111	2,89	11,82	20,0	17.05.11	03.06.11	0,50	-0,75	124	0,125	-0,03	-0,12	0,155	0,245
11	L	18.06.28	13.10.10	23,07	7,44	7,36	84	2,95	11,85	20,0	11.01.11	02.03.11	0,50	-1,50	71	-0,250	-0,29	-0,38	0,040	0,130
12	R	15.09.30	13.12.10	22,51	7,66	7,57	16	2,99	11,90	23,5	28.02.11	12.05.11	0,25	-0,50	140	0,000	-0,04	-0,11	0,040	0,110
13	L	15.09.30	13.12.10	22,60	7,62	7,49	167	2,93	11,94	23,0	23.03.11	12.05.11	-0,75	0,00	0	-0,750	-0,29	-0,37	-0,460	-0,380
14	R	01.04.32	14.05.10	23,26	7,78	7,57	24	2,90	12,00	21,5	05.04.11	14.06.11	0,50	-1,00	160	0,000	-0,26	-0,28	0,260	0,280
15	L	01.04.32	15.05.10	23,29	7,60	7,52	175	3,06	11,90	20,5	22.06.10	14.06.11	0,25	0,00	0	0,250	-0,23	0,26	0,480	-0,010
16	R	10.06.38	11.10.10	23,68	8,26	8,15	34	2,57	11,60	24,5	11.01.11	12.05.11	-2,00	-0,50	140	-2,250	-0,83	-0,97	-1,420	-1,280
17	L	11.06.38	11.10.10	23,84	8,47	8,47	18	2,62	11,50	25,0	19.04.11	12.05.11	0,00	0,00	0	0,000	-0,30	-0,45	0,300	0,450
18	R	21.10.51	13.10.10	23,19	7,25	7,15	59	3,81	12,10	18,0	11.01.11	11.04.11	0,25	-0,50	105	0,000	-0,20	-0,25	0,200	0,250

**Tabelle 8: Datenerfassung normal lange Augen - Teil 2**

Patientendaten				Augenparameter						Operationsdaten		Postrefraktion					Zielrefraktion		Auswertung Differenz zur	
Nr	Auge	Geb.	Unter- suchung	al	r1	r2	Achse	ACD	WZW	iold	Datum	Datum	sph	cyl	Achse	sph Äquiv.	vor	nach	vor	nach
																	Optimierung		Optimierung	
19	R	19.06.37	22.09.10	24,10	8,14	8,01	130	2,84	12,20	21,5	01.02.11	17.06.11	-0,75	-2,00	90	-1,750	-0,20	-0,33	-1,550	-1,420
20	L	21.07.39	22.09.10	25,28	7,82	7,63	81	3,90	12,47	15,5	25.01.11	11.03.11	1,00	-1,25	102	0,375	-0,21	-0,29	0,585	0,665
21	R	23.01.35	22.12.10	26,62	8,37	8,13	107	3,13	12,70	19,0	22.02.11	14.06.11	-2,25	-1,50	102	-3,000	-2,33	-2,51	-0,670	-0,490
22	R	01.07.43	16.02.11	25,94	7,83	7,61	124	2,82	11,32	13,0	19.04.11	09.06.11	-0,50	0,00	0	-0,500	-0,09	-0,20	-0,410	-0,300
23	R	01.07.25	02.02.11	27,38	7,43	7,24	173	3,85	11,44	6,0	18.05.11	14.06.11	1,00	-2,50	150	-0,250	-0,24	-0,29	-0,010	0,040
24	L	01.07.25	02.02.11	26,84	7,50	7,23	6	3,89	11,38	8,0	19.04.11	14.06.11	0,00	-1,25	5	-0,625	-0,37	-0,43	-0,255	-0,195
25	L	20.05.46	21.03.11	25,25	8,23	8,04	173	3,06	11,74	21,0	17.05.11	14.06.11	-3,00	-1,00	16	-3,500	-1,63	-1,79	-1,870	-1,710
26	R	30.07.40	26.10.10	25,23	7,48	7,31	156	2,79	11,95	12,5	11.01.11	14.06.11	0,50	-1,00	155	0,000	-0,16	-0,26	0,160	0,260
27	L	30.07.40	26.10.10	25,13	7,39	7,12	28	2,89	11,71	11,5	15.02.11	14.06.11	0,25	-1,25	25	-0,375	-0,11	-0,20	-0,265	-0,175
28	R	19.04.32	16.07.10	25,27	8,01	7,87	160	3,56	12,15	21,0	17.05.11	01.06.11	-3,25	-1,25	144	-3,875	-3,08	-3,22	-0,795	-0,655
29	L	19.04.32	16.07.10	25,03	8,03	7,88	26	3,39	12,13	21,5	04.08.10	01.09.10	-2,75	-0,50	62	-3,000	-2,87	-3,02	-0,130	0,020
30	R	06.05.37	17.08.10	25,84	8,29	8,21	8	3,56	13,02	17,5	05.10.10	21.03.11	0,50	-0,50	96	0,250	-0,12	-0,24	0,370	0,490
31	L	06.05.37	17.08.10	25,28	8,27	8,04	9	3,33	12,99	18,5	18.01.11	21.03.11	1,00	-0,50	32	0,750	-0,17	-0,30	0,920	1,050
32	R	23.11.54	30.07.10	26,34	8,15	7,94	0	3,54	12,61	17,5	07.12.10	14.06.11	-2,00	-1,25	171	-2,625	-1,65	-1,79	-0,975	-0,835
33	L	23.11.54	30.07.10	26,27	8,37	7,77	176	3,56	12,60	19,0	21.09.10	14.06.11	-2,00	-3,00	171	-3,500	-1,50	-1,65	-2,000	-1,850
34	L	14.09.28	05.10.10	25,87	7,85	7,56	165	3,52	12,16	13,5	04.01.11	17.01.11	0,75	-1,50	150	0,000	-0,25	-0,35	0,250	0,350
35	R	10.04.54	28.07.10	25,24	7,56	7,30	6	3,27	12,31	15,5	21.09.10	24.09.10	-1,00	-1,25	165	-1,625	-2,01	-2,12	0,385	0,495
36	L	08.04.34	31.08.10	25,13	7,75	7,55	54	3,34	12,00	18,5	05.10.10	07.12.10	-1,50	-1,00	65	-2,000	-2,61	-2,73	0,610	0,730

Tabelle 9: Datenerfassung lange Augen

Patientendaten				Augenparameter						Operationsdaten		Postrefraktion					Zielrefraktion		Auswertung Differenz zur	
Nr	Auge	Geb.	Unter- suchung	al	r1	r2	Achse	ACD	WZW	iold	Datum	Datum	sph	cyl	Achse	sph Äquiv.	vor	nach	vor	nach
																	Optimierung		Optimierung	
37	L	06.04.60	15.02.11	21,82	7,45	7,15	168	2,89	12,40	25,0	22.03.11	17.05.11	0,00	0,00	0	0,000	-0,05	-0,10	0,050	0,100
38	R	23.10.40	18.09.09	21,11	7,28	7,19	19	2,43	11,11	26,0	08.02.11	10.05.11	0,25	-0,50	167	0,000	-0,35	-0,39	0,350	0,390
39	L	23.10.40	18.09.09	21,23	7,27	7,15	84	2,69	10,96	25,0	09.11.10	10.05.11	0,75	0,00	0	0,750	-0,06	-0,10	0,810	0,850
40	L	09.12.34	20.10.10	21,72	7,66	7,54	64	2,52	11,92	26,5	18.01.11	28.01.11	-1,00	0,00	0	-1,000	-0,26	-0,34	-0,740	-0,660
41	R	03.04.23	04.10.10	21,37	7,96	7,39	95	2,25	11,48	30,0	14.12.10	08.03.11	-0,50	-3,00	100	-2,000	0,03	-0,06	-2,030	-1,940
42	L	03.04.23	04.10.10	21,31	7,89	7,33	94	2,25	11,41	30,0	15.02.11	08.03.11	-0,50	-3,75	90	-2,375	-0,16	-0,24	-2,215	-2,135
43	R	09.07.41	07.09.10	21,84	7,38	7,22	2	3,14	11,75	27,0	28.09.10	23.03.11	-1,50	-0,50	135	-1,750	-2,59	-2,64	0,840	0,890
44	L	09.07.41	07.09.10	21,86	7,51	7,26	8	3,26	11,77	27,5	15.02.11	23.03.11	-1,75	-1,25	177	-2,375	-2,43	-2,47	0,055	0,095
45	R	05.05.43	12.10.10	19,94	8,54	7,75	38	2,67	12,40	38,0	11.01.11	23.05.11	0,50	-3,00	33	-1,000	-0,16	-0,14	-0,840	-0,860
46	L	05.05.43	12.10.10	19,71	8,07	7,44	16	2,70	12,33	37,0	08.02.11	23.05.11	-0,50	-1,50	64	-1,250	-0,60	-0,56	-0,650	-0,690
47	R	25.10.25	12.10.10	21,11	7,80	7,50	88	2,50	11,73	29,5	18.01.11	14.06.11	-0,50	-2,25	99	-1,625	-0,37	-0,42	-1,255	-1,205
48	L	25.10.25	12.10.10	21,01	7,68	7,61	17	2,58	11,78	29,5	19.04.11	14.06.11	-1,25	-0,75	5	-1,625	-0,04	-0,09	-1,585	-1,535
49	R	19.01.35	13.07.10	21,67	7,59	7,45	28	2,48	12,30	26,0	06.10.10	11.01.11	0,75	-0,75	70	0,375	-0,23	-0,31	0,605	0,685
50	L	19.01.35	13.07.10	21,74	7,63	7,47	133	2,46	12,29	26,0	09.11.10	11.01.11	0,75	-0,75	111	0,375	-0,27	-0,35	0,645	0,725

**Tabelle 10: Datenerfassung kurze Augen**

## Datenblatt AcrySof SA60AT

Typ:	HKL einteilig
Optikmaterial:	Acryl hydrophob
Haptikmaterial:	Acryl hydrophob
Haptikdesign:	Stable-Force
Gesamtdurchmesser in mm:	13.0
Optikdurchmesser in mm:	6.0
Optikart:	monofokal
Optikgestalt:	anterior bikonvex
Blau Licht Filter:	nein
scharfe Kante:	nein
Implantation mittels Injektor:	ja
Preloaded:	nein
A-Konstante (akustisch):	118.4
ACD Vorderkammertiefe (akustisch):	5.2
Dioptrienbereich 1D Schritt:	6.0 bis 40.0
Dioptrienbereich 0,5 D Schritt:	6.0 bis 30.0
Hersteller/Vertrieb:	Alcon Laboratories USA/AlconPharma GmbH, Freiburg

**Tabelle 11: Datenblatt AcrySof SA60AT [29]**

## **Film der OP**

Als Datenträger im hinteren Umschlag.

## Ausdrucke IOL Master

**Patienten Stammdaten**

Anrede: Frau ID: 635253

Familienname:

Vorname:

Geburtsdatum: 03.04.1923

Wohnung:

Telefon privat:

Telefon Beruf:

Hausarzt:

Bemerkung: iolMaster 04.10.2010

Name:  ID:

geboren: 03.04.1923 Testdatum: 04.10.2010 Operateur: WaveLight

---

**Haigis**

AL: 21.37 mm Refraktion:

R1: 7.96 mm x 97° \* Visus: **OD**

R2: 7.96 mm x 7° \* Status:

VKT: 2.25 mm Zielref:  rechts

---

Hoya gelb PY 60		Hoya weiß PC60		B&L SofPort		AcrySof SA60AT	
A0:1.130		A0:1.110		A0:0.057		A0:-0.148	
A1:0.400		A1:0.400		A1:0.186		A1:0.227	
A2:0.100		A2:0.100		A2:0.171		A2:0.182	
31.5	-1.31	31.0	-0.97	31.0	-1.01	31.5	-1.12
31.0	-0.92	30.5	-0.58	30.5	-0.62	31.0	-0.73
30.5	-0.54	30.0	-0.20	30.0	-0.23	30.5	-0.35
<u>30.0</u>	<u>-0.15</u>	<u>29.5</u>	<u>0.18</u>	<u>29.5</u>	<u>0.15</u>	<u>30.0</u>	<u>0.03</u>
29.5	+0.22	29.0	+0.56	29.0	+0.52	29.5	+0.40
29.0	+0.60	28.5	+0.93	28.5	+0.89	29.0	+0.77
28.5	+0.97	28.0	+1.29	28.0	+1.26	28.5	+1.14

---

AL: 21.31 mm Refraktion:

R1: 7.89 mm x 93° \* Visus: **OS**

R2: 7.89 mm x 3° \* Status:

VKT: 2.25 mm Zielref:  links

---

31.0	-1.10	31.0	-1.15	31.0	-1.20	31.5	-1.31
30.5	-0.71	30.5	-0.76	30.5	-0.81	31.0	-0.92
30.0	-0.33	30.0	-0.37	30.0	-0.42	30.5	-0.54
<u>29.5</u>	<u>0.05</u>	<u>29.5</u>	<u>0.01</u>	<u>29.5</u>	<u>-0.04</u>	<u>30.0</u>	<u>-0.16</u>
29.0	+0.42	29.0	+0.38	29.0	+0.34	29.5	+0.22
28.5	+0.79	28.5	+0.75	28.5	+0.71	29.0	+0.59
28.0	+1.16	28.0	+1.12	28.0	+1.08	28.5	+0.95

---

**HofferQ**

AL: 21.37 mm Refraktion:

R1: 7.96 mm x 97° \* Visus: **OD**

R2: 7.96 mm x 7° \* Status:

Tabelle 12: IOL-Master, Messwerte vor der Optimierung

## Patienten Stammdaten

Anrede: Frau

635253

Familienname:

Vorname:

Geburtsdatum: 03.04.1923

Wohnung:

Telefon privat:

Telefon Beruf:

Hausarzt:

Bemerkung:

iolMaster 04.10.2010

Name:

ID:

geboren: **03.04.1923**

Testdatum: **04.10.2010**

Operateur: **WaveLight**

### Haigis

AL: **21.37 mm**

R1: **7.96 mm x 97° \***

R2: **7.96 mm x 7° \***

VKT: **2.25 mm**

Refraktion:

Visus:

Status:

Zielref:

**OD**

rechts

### Hoya gelb PY 60

A0:1.130

A1:0.400

A2:0.100

31.5

-1.31

31.0

-0.92

30.5

-0.54

**30.0**

**-0.15**

29.5

+0.22

29.0

+0.60

28.5

+0.97

### Hoya weiß PC60

A0:1.110

A1:0.400

A2:0.100

31.0

-0.97

30.5

-0.58

30.0

-0.20

**29.5**

**0.18**

29.0

+0.56

28.5

+0.93

28.0

+1.29

### B&L SofPort

A0:0.057

A1:0.186

A2:0.171

31.0

-1.01

30.5

-0.62

30.0

-0.23

**29.5**

**0.15**

29.0

+0.52

28.5

+0.89

28.0

+1.26

### AcrySof SA60AT

A0:0.297

A1:0.258

A2:0.156

31.5

-1.21

31.0

-0.82

30.5

-0.44

**30.0**

**-0.06**

29.5

+0.32

29.0

+0.69

28.5

+1.06

AL: **21.31 mm**

R1: **7.89 mm x 93° \***

R2: **7.89 mm x 3° \***

VKT: **2.25 mm**

Refraktion:

Visus:

Status:

Zielref:

**OS**

links

31.0

-1.10

30.5

-0.71

30.0

-0.33

**29.5**

**0.05**

29.0

+0.42

28.5

+0.79

28.0

+1.16

31.0

-1.15

30.5

-0.76

30.0

-0.37

**29.5**

**0.01**

29.0

+0.38

28.5

+0.75

28.0

+1.12

31.0

-1.20

30.5

-0.81

30.0

-0.42

**29.5**

**-0.04**

29.0

+0.34

28.5

+0.71

28.0

+1.08

31.0

-1.01

30.5

-0.62

30.0

-0.24

**29.5**

**0.13**

29.0

+0.51

28.5

+0.88

28.0

+1.24

### HofferQ

AL: **21.37 mm**

R1: **7.96 mm x 97° \***

R2: **7.96 mm x 7° \***

Refraktion:

Visus:

Status:

**OD**

Tabelle 13: IOL-Master, Messwerte nach der Optimierung